Aus der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Philipps-Universität Marburg
Kommissarischer geschäftsführender Direktor:
Prof. Dr. Dr. H.-J. HERING

Vergleichende Untersuchungen über die Paßgenauigkeit von Prothesenmodellen aus Vinalene und Paladon 65 in Abhängigkeit von der Wasseraufnahme

INAUGURAL — DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde
des Fachbereichs Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg an der Lahn

vorgelegt von

Hubert Koch
aus Petersberg 3 / Fulda

Marburg 1975

Aus der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Philipps-Universität Marburg
Kommissarischer geschäftsführender Direktor:
Prof. Dr. Dr. H.-J. HERING

Vergleichende Untersuchungen über die Paßgenauigkeit von Prothesenmodellen aus Vinalene und Paladon 65 in Abhängigkeit von der Wasseraufnahme

INAUGURAL — DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde
des Fachbereichs Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg an der Lahn

vorgelegt von

Hubert Koch
aus Petersberg 3 / Fulda

Marburg 1975

Angenommen von dem Fachbereich Humanmedizin
der Philipps - Universität Marburg a. d. Lahn
am : 25. März 1975

gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs Humanmedizin

Dekan : Prof. Dr. OEPEN
Referent : Prof. Dr. G. JANKE
Correferent : Prof. Dr. H. F. MÜLLER

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Inhaltsverzeichnis

I. Einleitung 1

II. Die Polymerisationsschrumpfung des Kunststoffes 3

III. Spannungen im Kunststoff der Prothesen 5

IV. Die Wasseraufnahme des Kunststoffes während und nach der Polymerisation 8

V. Eigene Versuche 11

VI. Diskussion – Kritische Bewertung der Versuchsergebnisse 27

VI.1. Die Paßgenauigkeit der Kunststoffmodelle aus VINALENE und PALADON 65 nach der Polymerisation 27

VI.2. Die Wasseraufnahme der Kunststoffmodelle aus VINALENE und PALADON 65 während und nach der Polymerisation 33

VI.3. Dimensionsänderungen der Kunststoffmodelle aus VINALENE und PALADON 65 während der Wässerung 39

VII. Zusammenfassung 45

VIII. Tabellenanhang 47

IX. Literaturverzeichnis 60

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41552319_0065

I. Einleitung

Kunststoffe als Werkstoff für Zahnprothesen sind heute in der zahnärztlichen Praxis unentbehrlich geworden. Von der Vielzahl der im Laufe der Jahre angebotenen Materialien konnten jedoch nur wenige den an sie gerichteten Forderungen gerecht werden. Zu ihnen zählen die Polymethacrylsäure - Verbindungen, deren bekanntester Vertreter in Deutschland das PALADON 65 ist, und einige Polyvinyl - Derivate.

Da auch diese zahnärztlichen Kunststoffe noch manche Wünsche hinsichtlich ihrer Eigenschaften offenlassen, ist man ständig bemüht, durch Anwendung günstigerer Herstellungs- und Verarbeitungsverfahren den Kunststoff zu finden, der möglichst alle klinischen Forderungen erfüllt.

So erwartet der Zahnarzt von dem von ihm als Basiswerkstoff verwendeten Kunststoff, daß die hieraus gefertigte Prothese nach dem Eingliedern eine optimale Paßgenauigkeit aufweist, die sich auch in der nun folgenden Gebrauchsperiode nicht verschlechtert. Mängel in dieser Hinsicht führen in bekannter Weise zu Druckstellen in der Mundschleimhaut, zu Kieferknochenatrophien, Kiefergelenkschäden u. a. m.

Sicherlich darf jedoch in gewissen Grenzen auch mit einer Anpassungsfähigkeit der beteiligten Gewebe gerechnet werden. Dies konnten WOELFEL und PAFFENBARGER (43) nachweisen. Sie fanden heraus, daß im Hinblick auf Funktion und Sitz oberer totaler Prothesen Verkürzungen des Molar - zu - Molar - Abstandes zwischen beiden Seiten von weniger als 0,5mm keine nennenswerten Beschwerden verursachten. Prothesen mit um 0,5 - 0,9mm verkürzten Molar - zu - Molar - Abständen hingegen sind nach ihren Erfahrungen nicht mehr brauchbar.

Die eingegliederte Prothese ist in der Mundhöhle des Patienten ständig dem Einfluß des Speichels ausgesetzt, der zu

99 % aus Wasser besteht. Wasser besitzt die Fähigkeit, bis zu einem Sättigungsgrenzwert in Kunststoff einzudringen. Diese Wasseraufnahme beginnt schon während des Polymerisationsvorganges und verläuft nach HENKEL (16, 17) in folgender Weise :

Nach Benetzung der Kunststoffoberfläche durchdringt das Wasser das Kunststoffgefüge (Permeation) und lagert sich zwischen den makromolekularen Ketten so ein, daß diese etwas auseinandergedrängt werden (Absorption und Quellung). Geschwindigkeit und Ausmaß werden von den verschiedensten Faktoren bestimmt : von dem chemischen Aufbau des Kunststoffes, seinem Vernetzungsgrad, den zwischenmolekularen Kräften, der Wassertemperatur usw.

Als Folgen des Quellungsvorganges nennen TAPPE und KUNTH (38) : (Die Reihenfolge wurde von uns nach dem in der vorliegenden Arbeit vertretenen Stellenwert geändert)

1. Dimensionsänderungen
2. Gemeinsam mit dem Wasser werden auch Substanzen aufgenommen, die für Bakterien ein geeigneter Nährboden darstellen können.
3. Verschlechterung der physiko - mechanischen Eigenschaften durch Herabsetzung der zwischenmolekularen Kräfte. Auch HENKEL (17) weist auf diesen"Wasserschaden" hin, er und JANKE (23) sprechen in diesem Zusammenhang von Wasser als einem "Weichmacher" des Kunststoffes.

Paßgenauigkeit der neu gefertigten Prothese, das Ausmaß der Wasseraufnahme des Prothesenkunststoffes während und nach der Polymerisation, und Dimensionsänderungen, die hieraus resultieren und die Paßgenauigkeit nachträglich verändern können, zählen also zu den Eigenschaften, die den Erfolg der prothetischen Versorgung letztlich bestimmen.

In der vorliegenden Arbeit soll nun nachgeprüft werden, ob der von der Dentalindustrie mit dem Hinweis auf seine an-

geblich geringe Wasseraufnahmefähigkeit in jüngster Zeit angebotene Kunststoff VINALENE verbesserte Eigenschaften in dieser Hinsicht besitzt.

II. Die Polymerisationsschrumpfung des Kunststoffes

Während der Polymerisation erfährt der Kunststoff eine Volumenkontraktion von ca 5 Vol.- %, wenn die Kontraktion ungestört und gleichmäßig erfolgen kann. Polymerisationsschrumpfung in dieser Höhe wird jedoch bei der Polymerisation der zahnärztlichen Prothesen an keiner Stelle erreicht, da verschiedene Faktoren, auf die noch näher eingegangen wird, eine gleichmäßige Schrumpfung verhindern, sodaß die zu erwartende lineare Schrumpfung von ca 1,7 % bei Prothesen nicht gefunden wird. (MARXKORS (26))

Auf die Bedeutung des Polymerisationsverfahrens für die Höhe der Polymerisationsschrumpfung wird immer wieder hingewiesen. AST (2) und JANKE (22) fanden nach der Langzeit - Tieftemperatur - Polymerisation die größte Paßgenauigkeit, und auch MAYER (27) erzielte die höchste Paßgenauigkeit an Prothesen, die er zur Polymerisation langsam auf 80°C erwärmte und im Langzeitverfahren polymerisierte.

Ebenso ist der Abkühlungsmodus nach der Polymerisation von entscheidender Bedeutung für eine gute Paßform der Prothesen. Besonders zu rasche Abkühlung führt nach JANKE (22) zu schlechten Ergebnissen. In EICHNER (12) schreibt JANKE zu diesem Problem : Bei zu rascher Abkühlung seien die äußeren Partien des Werkstückes bereits fest, "während die mehr im Küvettenzentrum gelegenen Teile noch plastisch sind. So muß es zwangsläufig zu Verkürzungen der Gaumenpartie, zum Abstehen der Gaumenplatte und der dorsalen Begrenzung von der Gaumenschleimhaut und zur Schrumpfung im Alveolarbereich kommen. Dagegen führt eine lineare, langsame Abkühlung, um etwa 10°C

in der Stunde, zu gut passenden Prothesen (Kühlofenverfahren)."

Zur Kompensierung eines Teiles der Polymerisationsschrumpfung trägt das Wasser bei, das schon während des Polymerisationsvorganges in den Kunststoff eindringt. Es stammt aus dem Wasserbad und dem Küvettengips. Je nach Art der Isolierung des Gipses kann es mehr oder weniger leicht in den Kunststoff eindiffundieren (SELBACH (35), FUHRMANN (14)). Die Folge ist, wie schon eingangs erwähnt, eine weitmaschigere Struktur des Kunststoffes, die der Polymerisationsschrumpfung entgegengerichtet ist. Hierzu schreibt JANKE (21): "Die Moleküle (des Kunststoffes) rücken zwar auch näher aneinander, die freiwerdenden Räume bleiben aber bestehen, da sie mit einem azeotropen Gemisch aus Monomer und Wasser ausgefüllt werden. So sind auch bei dickeren Stücken beim Ausbetten keine oder nur geringe Spaltbildungen zwischen Gipshohlformen und Kunststoffoberfläche zu finden, obgleich das Stück blasenfrei und homogen erscheint."

Daß sich ein Teil der Polymerisationsschrumpfung nicht in entsprechender Abnahme der Außenmaße der Prothesen äußert, findet seine Ursache auch darin, daß es neben der Wasseraufnahme des Kunststoffes während der Polymerisation zur Bildung von Poren kommt (JANKE in EICHNER (12), ROEGELE (31)). STAEGEMANN (37) spricht von"Schwundlunkern", die besonders bei rasch verlaufender Polymerisation bei hoher Polymerisationstemperatur dadurch entstehen, daß die Kunststoffoberfläche schon polymerisiert ist, während sich im Innern der dikkeren Prothesenanteile die Polymerisation im "Zustand der thermischen Expansion" erst später vollzieht und hier nicht zu einer vollständigen Ausfüllung des zur Verfügung stehenden Raumes führt. JANKE (21) gebraucht den Begriff der "inneren Schrumpfung", wenn er davon spricht, daß "über das ganze Werkstück verteilte submikroskopische Hohlräume (Lunker) entstehen, während die äußere Form erhalten bleibt".

Neben den genannten unsichtbaren Lunkern finden sich auch sichtbare Hohlräume im Kunststoff, die zu Weißfärbungen Anlaß geben können. Nach VOSS (40) sind dies Hohlräume, die während der Polymerisationsschrumpfung dadurch entstehen, daß sich infolge mangelhafter Isolierung der Kunststoff nicht von der Gipswand löst. Auch Siedeblasen des Monomeren oder des azeotropen Gemisches aus Wasser und Monomer, das schon bei einer Temperatur von 83°C siedet (WEIKART (41)), können zu solchen sichtbaren Lunkern führen.

SCHMITT (32),in Anlehnung an UHLIG, und ABEL (1) schlagen vor, sich die Tatsache zunutze zu machen, daß der auf rauhem, unisoliertem Küvettengips haftende Kunststoff in seiner freien Schrumpfung behindert wird, während er sich von gut isolierten Gipsflächen leicht ablöst. Die praktische Anwendung besteht nun darin, den Polymerisationsschwund zu steuern, indem die Kammzone und die Ah – Linie mit ihren Radierungen auf Kosten der übrigen Teile unisoliert bleibt. Bei Anwendung dieses Verfahrens treten jedoch erhebliche Spannungen im Kunststoffgefüge auf.

III. Spannungen im Kunststoff der Prothesen

Wie die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit noch zeigen werden, lassen sich in den ersten Tagen nach Fertigstellung innerhalb der Prothesen Dimensionsänderungen beobachten, die sich mit der Volumenzunahme infolge der Wasseraufnahme nicht hinreichend erklären lassen. Man muß daher annehmen, daß im Kunststoff Kräfte, genauer gesagt Spannungskräfte unterschiedlichen Ausmaßes vorhanden sind, die solche Anderungen hervorrufen können (SELBACH (35)).

Unter inneren latenten Ruhespannungen versteht VOGELSANG

(39) jene Kräfte, die während und nach der Polymerisation in dem Gefüge des Kunststoffes entstehen und es dergestalt beeinflussen können, daß es zu einer Festigkeitsminderung der Kunststoffprothesen kommt.

ULRICH GRIGO (15) spricht in diesem Zusammenhang von "Zwangskräften, die während oder nach der Polymerisation das stabile Gleichgewicht der Molekülstruktur des Kunststoffes stören".

KLÖTZER (25) wies Spannungslinien im polarisierten Licht in Kunststoffprothesen nach und fand die größten inneren Spannungen bei Oberkiefer - Prothesen in der Gaumenplatte unmittelbar hinter den Schneidezähnen.

Für STAEGEMANN (37), der Spannungserscheinungen auch in der Umgebung von Verkochungsblasen im Kunststoff mit Hilfe von polarisiertem Licht nachwies, ist die Ursache für das Auftreten solcher innerer Spannungen in hohen Polymerisationstemperaturen zu suchen, die besonders im Innern dickerer Stücke zum "explosionsartigen Verkochen des Monomeren" führen, während die Außenschicht und dünnere Partien der Prothesen gleichmäßig auspolymerisiert werden (Siehe auch SELBACH (36)). Die Folge sind also Verspannungen besonders der dickeren Prothesenanteile bei ungünstiger Polymerisationsführung.

Auch AXELSSON (3) beobachtete auffallend höhere Innenspannungen bei Prothesen, die bei hohen Polymerisationstemperaturen hergestellt wurden. Verbesserte Ergebnisse erzielte er, wenn er mit Zinnfolie isolierte, von der sich der Kunststoff während des Schrumpfungsvorganges leicht ablösen kann.

RINK (29) sucht ebenfalls in der schnellen und mit hohen Temperaturen geführten Polymerisation die Ursache für Deformationen an fertiggestellten Prothesen, die auf innere Spannungen im Kunststoff zurückführbar sind.

SCHWIEREN (34), WEIKART (41) und insbesondere JANKE (22) heben die Bedeutung des Abkühlungsmodus nach der Polymerisation für die Vermeidung innerer Spannungen in der Prothese hervor. JANKE schreibt : "Kühlen wir schnell ab, dann nimmt die Außenhaut des Körpers eine Lage ein, die ihr bei Zimmertemperatur nicht gemäß ist, d. h. der feste Rahmen ist zu groß. Der innere Raum kann bei Zimmertemperatur nicht mit genügend Masse gefüllt werden. Es kommt zu Dehnungsspannungen, also inneren Zugspannungen, die, da das System sich in statischem Gleichgewicht befindet, in der Außenhaut Druckspannungen induziert." Wird die Prothese ausgearbeitet, kommt es nach den Untersuchungen von CORNELIUS (10) zu Verletzungen der Außenhaut, sodaß sich die Spannungen hierbei teilweise lösen und zu Deformationen führen. Alle oben genannten Autoren geben daher der langsamen linearen Abkühlung den Vorzug.

ULRICH GRIGO (15) setzt sich in seiner Arbeit ausführlich mit dem Problem innerer Spannungen im Prothesenkunststoff auseinander und faßt als Ursachen zusammen :

1. Während der Polymerisation
   a) Beim Einpressen des Kunststoffes in die komplizierte Form einer Prothese kommt es während des Stopfens zu einer "erzwungenen Orientierung der Moleküle, die zu Spannungen in der Molekülstruktur führt".
   b) Die Polymerisationsschrumpfung, die mit unterschiedlicher Schrumpfung des monomeren und polymeren Anteiles einhergeht, ist behindert. So führen unter Umständen Rauhigkeiten der Gipsform zu Verhaftungen, sodaß es zu einer Beeinträchtigung der gleichmäßigen Schrumpfung kommt.
   c) Verdampfungsporen, Siedeblasen des azeotropen Gemisches und Hohlräume im Kunststoff geben ebenfalls zu inneren Spannungen Anlaß. (Siehe auch STAEGEMANN (37))
2. Nach der Polymerisation
   Bei der Abkühlung auf Zimmertemperatur ist der fünfmal größere Ausdehnungskoeffizient des Methakrylates gegen-

über Küvettengips für die größere thermische Kontraktion des Kunststoffes, die jedoch durch die Gipsform behindert wird und auf diese Weise zu Spannungen führt, verantwortlich. Der Länge der Polymerisationszeit mißt GRIGO keine Bedeutung bei.

IV. Die Wasseraufnahme des Kunststoffes während und nach der Polymerisation

Auf die Fähigkeit zahnärztlicher Kunststoffe, bis zur Sättigungsgrenze Wasser aufzunehmen, wurde schon in der Einleitung hingewiesen. Die Wasseraufnahme ist den Kunststoffen auf Grund ihrer weiten Molekülabstände und ihrer unregelmäßigen Strukturen möglich, die das Eindiffundieren des Wassers erleichtern (JANKE (23)).

Der Zusammenhang zwischen der chemischen Struktur des Kunststoffes und seiner Höhe der Wasseraufnahme wurde von verschiedenen Autoren aufgezeigt : DEWEIN (11), JANKE, SCHMIDT (in EICHNER (12)) u. a. berichten, daß vernetzte Kunststoffe weniger Wasser aufnehmen als unvernetzte. JANKE (nachzulesen bei RITZE (30)) ermittelte eine Gewichtszunahme der untersuchten Proben um 1,5 % bei vernetzten und um 1,7 % bei unvernetzten Akrylaten nach 6 - tägiger Wässerung. Im gleichen Zeitraum fand er für aromatisches Polyvinyl eine Gewichtszunahme von nur 0,8 %.

Es ist zu unterscheiden zwischen der Wasseraufnahme des Kunststoffes während der Polymerisation aus dem Wasserbad und dem Küvettengips und der sich anschließenden Wasseraufnahme während der Gebrauchsperiode der Prothese aus dem Speichel.

Während der Polymerisation beeinflußt das eindiffundie-

rende Wasser die Struktur des Kunststoffgefüges in der Weise, daß zu Beginn der Polymerisation mehr Polymerisationskeime gebildet werden, und sich demzufolge nur kürzere Ketten ausbilden können. So wird die Polymerisation nicht nur schneller abgeschlossen, sondern bleibt auch unvollständig, da Wasser und Monomer, dies ist in erster Linie bei hoher Polymerisationstemperatur der Fall, zu einem azeotropen Gemisch zusammentreten, und auf diese Weise ein Teil des Monomeren der Polymerisation entzogen ist. (JANKE (20)) Schon während der Polymerisation werden unter dem Einfluß des eindiffundierenden Wassers die Molekülketten auseinandergedrängt, sodaß das Molekülnetz elastisch verspannt, die sekundären Bindungskräfte herabgesetzt und damit die Festigkeit des Kunststoffes gemindert wird.

Der Wassergehalt der fertig polymerisierten Prothese ist nach JANKEs (19) und SCHMITTs (32) Feststellungen dann besonders hoch, wenn die Küvette in einem Polymerisationsgefäß mit kochendem Wasser polymerisiert wird, und ist außerdem abhängig von der Dauer des Aufenthaltes der Küvette in kochendem oder erwärmtem Wasser. Die Erklärung hierfür ist darin zu suchen, daß insbesondere Wasser in Form von Wasserdampf gut in den Kunststoff einzudringen vermag.

Auch mangelhafte oder fehlende Isolierung des Küvettengipses erhöht die Wasseraufnahme während der Polymerisation. Daher empfehlen manche Autoren (FUHRMANN (14), WEIKART (41)) die Verwendung von Zinnfolie zur Isolierung des Küvettengipses gegen Kunststoff.

Ebenso wurde der Zusatz von $CaCl_2$ zum Küvettengips angeraten, um eine möglichst geringe Wasseraufnahme des Kunststoffes während der Polymerisation zu gewährleisten. $CaCl_2$ erhöht den Siedepunkt des Wassers, daher entwickelt sich während der Polymerisation erst bei entsprechend höherer Temperatur der besonders durchdringungsfähige Wasserdampf (FALCK (13), WEIKART (41)). SCHMITT (32) führt die Isolie-

rung des in kochendem Wasser erwärmten Küvettengipses mit 20 - 30 % - $CaCl_2$ durch. Die Wirkungsweise des Salzes erklärt sich SCHMITT folgendermaßen : "Bei der Kristallisation des Kalziumchlorids nimmt ein Molekül $CaCl_2$ 6 Moleküle Wasser auf. Dem Gips wird also Wasser entzogen und dieses Im Kristallgitter eingeschlossen. Die entstandenen $CaCl_2$ - und Wasserkristalle bilden einen Schutzwall gegen eindringende Wassermoleküle." Wirksam ist dieser Schutz nur bei Temperaturen unter 100° C.

MORITZ (28) und JANKE (19) konnten die Wasseraufnahme des Kunststoffes während der Polymerisation dadurch verringern, daß sie vorher den Küvettengips im Trockenschrank sorgfältig austrockneten.

Die Wasseraufnahme des Prothesenkunststoffes nach der Polymerisation erachten manche Autoren als vorteilhaft, da nach ihrer Meinung der Quellungsvorgang die Polymerisationsschrumpfung "nahezu vollständig" auszugleichen vermag, und damit die wirklichen Dimensionsverhältnisse der Prothese wiederhergestellt werden (CAMPBELL nach SCHUBERT (33), SELBACH (35)).

Die Untersuchungen FUHRMANNs (14) und JANKEs (24) führten nicht zu diesem Ergebnis. Sie zeigen, daß die Volumenänderung infolge der Wasseraufnahme nach der Polymerisation von der Polymerisationsart abhängt : Kunststoff, der während der Polymerisation nur wenig Wasser aufgenommen hat, verzeichnet eine größere Wasseraufnahme und Volumenzunahme nach der Polymerisation während der Wässerung, als derjenige Kunststoff, der während der Polymerisation schon reichlich Wasser aufgenommen hat. Letztlich sind jedoch in jedem Fall die Volumenänderungen zu gering, um einen Ausgleich der Polymerisationsschrumpfung herbeizuführen.

Auch WOELFEL und Mitarbeiter (44) stellten bei ihren Untersuchungen an 12 verschiedenen Kunststoffen fest, daß die nachträgliche Expansion des Kunststoffes infolge der Wasseraufnahme nicht vollständig die Polymerisationsschrum-

pfung kompensiert.

Wenn auch zunächst offen bleibt, ob die Wasseraufnahme durch nachträgliche Dimensionsänderungen die Paßgenauigkeit zu verbessern vermag, so erscheint das Bestreben, die Wasseraufnahme des Prothesenkunststoffes möglichst gering zu halten, aus einem anderen Grunde durchaus berechtigt : Zusammen mit dem in den Prothesenkunststoff eindiffundierenden Wasser gelangen aus dem Speichel des Patienten lösliche, zersetzbare Substanzen wie Salze, Kohlehydrate, Eiweißverbindungen und Bakterien in das Kunststoffgefüge (JANKE (21)). Diese zersetzbaren Stoffe bilden einerseits einen idealen Nährboden für Bakterien, für apathogene und pathogene, sowie für jene Bakterienarten, die den üblen Geruch mancher Prothesen verursachen, andererseits sind sie nach JANKEs Meinung weit häufiger als das Restmonomere die Ursache für Schleimhautreizungen und allergische Erscheinungen, die bei Patienten mit entsprechender Disposition auftreten können. BÖHMER (7) kommt auf Grund seiner Untersuchungen zu der Feststellung, daß eine vollständige Desinfektion der Kunststoffprothesen unmöglich ist. Unter diesem Aspekt erscheint eine geringere Wasseraufnahmefähigkeit eines Prothesenkunststoffes hinsichtlich seiner hygienischen Qualitäten als besonders bedeutungsvoll (TAPPE und KUNTH (38)).

V. Eigene Versuche

Die Aufgabe dieser Arbeit besteht darin, das Ausmaß der Wasseraufnahme des Prothesenkunststoffes VINALENE während und nach der Polymerisation zu bestimmen und gleichzeitig die Paßgenauigkeit stilisierter Prothesen aus VINALENE direkt nach der Polymerisation und nach der Wasseraufnahme zu ermitteln. Die gefundenen Werte für Wasseraufnahme und Paß-

genauigkeit werden mit den entsprechenden Werten verglichen, die aus einer Versuchsreihe mit stilisierten PALADON 65 - Prothesen gewonnen wurden.

Verwendung findet ein Metallkörper aus Messing, dessen Form einer stilisierten totalen Oberkiefer - Prothese entspricht (Abb. 1).Der dem Prothesensattel vergleichbare Teil ist verdickt und weist 3 Bohrungen auf. Passende Schrauben erleichtern auf diese Weise das Ausbetten des Metallkörpers aus der Küvette.

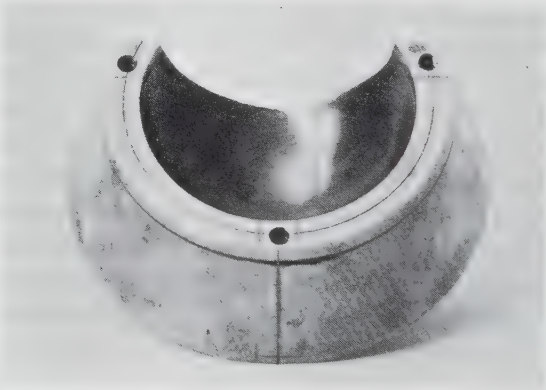


Abb.1

In den Metallkörper sind Meßlinien eingearbeitet, die sich in den Meßpunkten A, B, C, D und E, F, G schneiden. Diese Meßpunkte begrenzen die Meßstrecken a, b, c und d, e, f (Abb. 2).

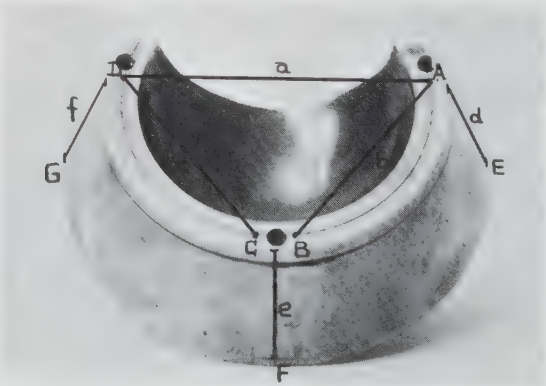


Abb.2

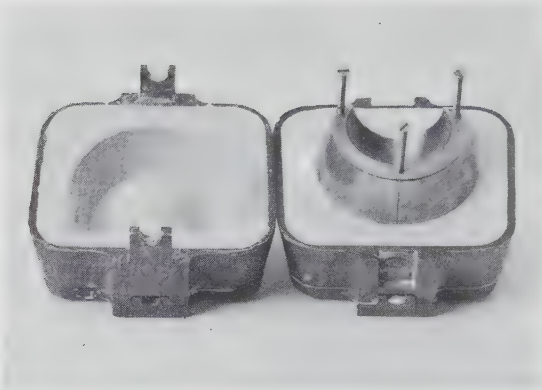
Die Meßpunkte und Meßlinien werden auf die Kunststoffmodelle übertragen, sodaß der Vergleich aller Meßwerte das Ausmaß der Polymerisationsschrumpfung und der nachfolgenden Dimensionsänderungen an den verschiedenen Stellen der Prothese aufzeigt, und sich daraus Rückschlüsse auf die Paßgenauigkeit der Prothesen unterschiedlichen Polymerisationsverfahrens und unterschiedlichen Materials ziehen lassen.

Zur Sicherung aussagekräftiger Ergebnisse wurde eine größere Anzahl von Kunststoffmodellen jeweils gleicher Polymerisationsart angefertigt. In Vorversuchen wurde für jeden Arbeitsgang die günstigste Arbeitsweise ermittelt, um alle vermeidbaren zusätzlichen Fehlerquellen auszuschalten. Auf diese Weise ergab sich eine beliebig oft reproduzierbare, vollkommen gleiche Herstellungsweise für jedes einzelne Kunststoffmodell:

Der Metallkörper wurde durch Eintauchen in kaltes Wasser mit geringem Zusatz eines Spülmittels isoliert. Die 3 Bohrungen wurden mit rosa Wachs verschlossen.

Zum Einbetten dienten handelsübliche Küvetten, in die auf dem Rüttler MOLDANO - Hartgips möglichst blasenfrei eingebracht wurde. Bei den Modellen 1-8 wurde der Gips gemäß der älteren Gebrauchsanweisung mit einem Zusatz von Salzkristallen (hierbei handelt es sich wahrscheinlich um $CaCl_2$) versehen. Diese Empfehlung wurde später von der Herstellerfirma wieder zurückgezogen, da sich der Zusatz als unnötig erwiesen habe. Die Konsistenz des angerührten Gipses war bei allen Versuchen ungefähr gleich. Nach einer Abbindezeit von ca 30 min und anschließender Isolierung mit ganz dünn aufgetragener Vaseline wurde der Konter gegossen. Die Abbindezeit betrug auch jetzt ca 30 min, bevor nach vorsichtigem Öffnen der Küvette der Metallkörper mit Hilfe der Schrauben, die gleichmäßig in die 3 Bohrungen eingedreht wurden, entfernt werden konnte (Abb. 3).

Abb.3



Um zurückgebliebene Reste von Vaseline aus den Küvettenhälften zu entfernen, wurden diese mit kochendem Wasser unter Spülmittelzusatz überbrüht und zum Trocknen aufrecht hingestellt. Nach dem Trocknen wurde überprüft, ob alle Meßpunkte deutlich erhaben auf das Gipsnegativ übertragen worden waren.

Isoliert wurde der Gips als Vorbereitung für das Stopfen der Küvette nach Gebrauchsanweisung der Herstellerfirma mit VINASEP. Dieses wurde reichlich über die beiden Küvettenhälften gegossen und der Überschuß sofort nach dem Verteilen mit einem weichen Pinsel unter einem weichen Strahl kalten Wassers wieder abgespült. Hierauf bildete sich nach ca 5 min ein lackähnlicher Glanz auf der Gipsoberfläche, der anzeigte, daß nun gestopft werden konnte.

Ebenfalls genau nach der vorliegenden Gebrauchsanweisung wurde VINALENE angeteigt. Zu diesem Zweck wurde im Volumenverhältnis 1 : 3 Flüssigkeit und Pulver möglichst blasenfrei vermengt. In diesem Mischungsverhältnis zeigte sich der Kunststoff teigig und etwas trockener als Methakrylatmischungen.

In Vorversuchen wurde die Menge bestimmt, die ein vollständiges Ausfüllen der Gipsform sicherte, ohne daß zur Ver-

meidung eines Überschusses zwischengepreßt werden mußte. Nach 12 min wurden die Küvetten gestopft und unter langsamer Erhöhung des Druckes über einen Zeitraum von 15 min unter der Presse geschlossen. Während weiterer 10 min blieben die Küvetten in der Presse unter einem Druck von 3 atü.

Für die Polymerisation gibt die Herstellerfirma zwei Verfahren an, die beide im Wasserbad erfolgen. Sie fanden beide in der vorliegenden Arbeit Verwendung :

1. Kaltes Wasser im Polymerisationsgefäß wird nach Einbringen der Küvetten langsam auf 74°C erwärmt. Diese Temperatur wird 12 Stunden beibehalten. Danach wird langsam abgekühlt.
2. Die Küvette wird in kaltes Wasser gestellt und dieses langsam auf 74°C erwärmt. Nach 90 min bei 74°C wird die Temperatur des Wassers auf 100°C erhöht. Nach weiteren 60 min schließt sich langsame, nicht beschleunigte Abkühlung an.

Die Polymerisation der Modelle 1 - 15 fand in der unter 1. beschriebenen Weise in einem Elektrotopf mit automatischer Temperaturregulation statt, die Modelle 16 - 22 wurden in der unter 2. beschriebenen Weise in einem kleinen emaillierten Topf auf einer Gasflamme polymerisiert .Hier erfolgte die Regulierung der Temperatur nach einem in das Wasser eingehängten Thermometer durch Regulierung der Gasflamme. Die Modelle 23 - 30 wurden im automatischen Elektrotopf nach dem unter 2. angegebenen Verfahren polymerisiert.

Der Gedanke lag nahe, den untersuchten Kunststoff VINALENE mit einem Prothesenkunststoff zu vergleichen, der in der zahnärztlichen Praxis weite Verbreitung gefunden hat. Daher wurden in der gleichen Versuchsanordnung 15 Modelle aus PALADON 65 der Firma KULZER hergestellt.

Bis zum Entfernen der Vaselinereste aus der geöffneten Küvette entsprachen alle Arbeitsgänge denen bei der Herstellung

der Modelle aus VINALENE. Natürlich wurde auf den Kristallzusatz zum Gips verzichtet. Isoliert wurde 3 mal im Abstand von ca 5 min mit DE TREY - Isolierlösung.

PALADON 65 wurde im Verhältnis 3,5 Volumenteile Pulver zu 1 Volumenteil Flüssigkeit angeteigt und nach 10 min Anquellungszeit gestopft. Unter langsamer Druckerhöhung innerhalb von 15 min wurde die Küvette unter der Presse geschlossen und hier weitere 10 min bei 3 atü Druck belassen.

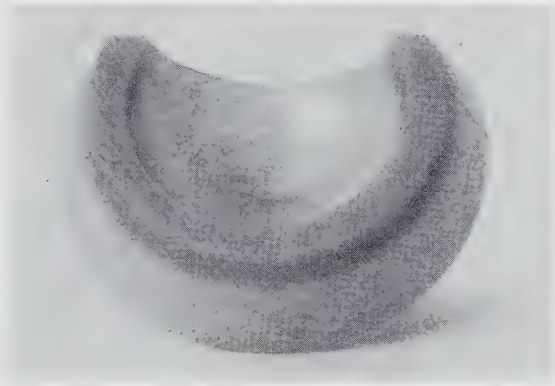
Die Polymerisation fand im Wasserbad im automatisch temperaturregulierenden Elektrotopf bei 75° C während 9 Stunden und anschließender Erhöhung auf 100° C während weiterer 3 Stunden statt. Dieses Polymerisationsverfahren wird im zahntechnischen Laboratorium der Marburger Zahnklinik mit gutem Erfolg häufig verwendet. Die Abkühlung nahm ca 4 Stunden in Anspruch. Danach betrug die Wassertemperatur noch ca 35° C.

In der folgenden Übersicht ist die Herstellungsweise aller Modelle zusammengefaßt aufgeführt :

Modelle	Kunststoff	Polymer.-Gefäß	Polymer.-Temp.	Polymer.-Zeit	Bes-
1- 8 A	VINALENE	Elektrotopf m. automat. Temp.-Regulier.	74° C	12 Std	mit Salz-zusat
9-15 B	- " -	- " -	- " -	- " -	ohne Salz-zusat
16-22 C	- " -	kleiner Emailtopf auf Gasflamme	74° C + 100° C	1,5 Std 1 Std	- " -
23-30 D	- " -	Elektrotopf mit automat. Temper.-Regulier.	- " -	- " -	- " -
31-45 E	PALADON 65	- " -	75° C + 100° C	9 Std 3 Std	- " -

Alle Kunststoffmodelle wurden schonend ausgebettet, und ihre Preßfahnen und anhaftenden Gipsreste mit einer scharfen Fräse entfernt. Daran schloß sich sofort das Auswägen und Ausmessen der Modelle an. Anschließend lagerten die Modelle in destilliertem Wasser bei einer durchschnittlichen Wassertemperatur von 18°C (Abb. 4).

Abb.4



Um einen größeren Wasserverlust der Modelle während der Meßvorgänge zu vermeiden, wurden sie vor dem Messen nicht abgetrocknet und nach dem Ausmessen von 3 Meßstrecken für kurze Zeit in Wasser eingetaucht.

Zum genauen Ausmessen der Meßstrecken diente ein Horizontal – Längenmeßmikroskop von W. G. PYE & CO. Ltd, GRANTA WORKS CAMBRIDGE, das das Physikalische Institut der Philipps - Universität Marburg a. d. Lahn zur Verfügung stellte.

Das Meßmikroskop besitzt ein mit einem Fadenkreuz versehenes Linsensystem, das sich mit Hilfe zweier Kurbelwellen in der Horizontalen in 2 Richtungen, die im rechten Winkel zueinander stehen, bewegen läßt. Führungsschienen parallel zu den Achsen der beiden Kurbelwellen tragen Maßeinteilungen, die das Ablesen in der Größenordnung von Millimetern ermöglichen.

Weitere Einteilungen an den Handkurbeln gestatten schließlich das genaue Ablesen der Meßwerte bis zu 1/100 Millimetern. Zur Schärfeeinstellung des Mikroskops dient eine Stellschraube, sodaß Objekte mit unterschiedlichem Abstand zum Objektiv ausgemessen werden können. Die horizontale Einstellung der auszumessenden Strecken wurde durch entsprechendes Beschleifen der Modelle vor der ersten Messung erreicht.

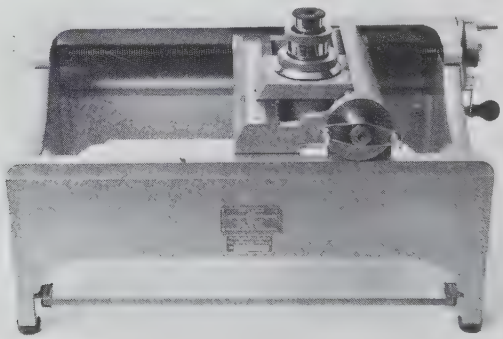


Abb.5 : Horizontal - Längenmeßmikroskop

Um Strecken mit Hilfe dieses Gerätes ausmessen zu können, müssen sie parallel zu einer der beiden Führungsschienen sein. Ein 0,1mm dicker Perlonfaden, der parallel zu der dem Bedienenden zugewandten Führungsschiene eingespannt wurde, erleichterte das rasche Parallelisieren der auszumessenden Strecke.

Vor jeder Messung wurde durch Abfahren der Meßpunkte, die bei sorgfältiger Herstellung der Modelle gut sichtbar vom Metallmodell auf diese übertragen worden waren, die parallele Einstellung der Meßstrecke überprüft. Jede Messung wurde - zum Teil mehrmals - wiederholt, um Meß - und Schreibfehler auszuschalten.

Alle Messungen wurden von mir alleine durchgeführt. Daher

wiederholen sich Fehler, die sich aus individuellen Eigenarten beim Einstellen der Meßpunkte oder beim Ablesen der Meßwerte ergeben, in gleicher oder zumindest ähnlicher Weise bei allen Modellen, sodaß sich auch bei allen Modellen gleiche Auswirkungen zeigen. Somit kann die Fehlerquelle, die Ausdruck eines "persönlichen Faktors" ist, als vernachlässigbar betrachtet werden.

Das Wägen der Kunststoffmodelle erfolgte mit einer Analysenwaage mit einer Ablesegenauigkeit von 1/10 mg. Hierzu wurden die Modelle aus dem Gefäß mit Wasser entnommen, in dem sie gelagert wurden, und sorgfältig mit Zellstoff getrocknet. Es wurde besonders darauf geachtet, daß die Art und Weise des Trocknens, die Sorgfalt, mit der hierbei vorgegangen, und die Zeit, die für das Wägen aufgewendet wurde, bei allen Modellen möglichst gleich war. Nach dem Wägen wurden die Modelle sofort wieder in Wasser gelagert.

Das Wägen und Ausmessen der Modelle fand sofort nach dem Ausbetten und Entfernen der Gipsresteund Preßfahnen und am 1., 4., 9., 16., 25., 36., 49. und 64. Tag nach Beginn der Einlagerung in destilliertes Wasser in der oben beschriebenen Weise statt.

Zur Ermittlung der Längen der Strecken a – f des Metallkörpers wurden 10 Einzelmessungen durchgeführt. Die Ergebnisse sind in der Tab.1 zusammengefaßt.

Messung Nr.:	a	b	c	d	e	f
1	45,21	33,89	33,90	20,45	20,12	20,41
2	45,21	33,89	33,90	20,46	20,11	20,40
3	45,19	33,90	33,90	20,46	20,12	20,40
4	45,19	33,90	33,89	20,47	20,11	20,41
5	45,20	33,91	33,89	20,46	20,11	20,41
6	45,19	33,89	33,89	20,46	20,11	20,41
7	45,21	33,91	33,90	20,46	20,12	20,40
8	45,21	33,90	33,91	20,46	20,12	20,41
9	45,20	33,89	33,90	20,46	20,12	20,41
10	45,20	33,90	33,90	20,47	20,12	20,40

Tab.1 : 10 Einzelmessungen der Strecken des Metallkörpers

Aus den 10 Einzelmessungen errechnen sich folgende Mittelwerte :

a	b	c	d	e	f
45,20	33,90	33,90	20,46	20,12	20,41

Tab.2 : Mittelwerte der Strecken des Metallkörpers

In den Tabellen 3 - 11 sind die Ergebnisse der Messungen der Meßstrecken a - f der Modelle 1-30 aus VINALENE und der Modelle 31-45 aus PALADON 65 zusammengefaßt.

In der Tabelle 12a sind die Ergebnisse der Gewichtsbestimmungen der Modelle 1-45 in Gramm aufgeführt. Aus der Tabelle 12b ist die prozentuale Gewichtszunahme jedes einzelnen Modelles zu ersehen. - Die Prozentwerte beziehen sich auf das Gewicht nach der Polymerisation.

Die Tabellen 3 - 12 befinden sich im Tabellenanhang am Schluß dieser Arbeit.

Um die Größenordnung der Längenänderung der Meßstrecken a - f nach der Polymerisation und im Verlaufe der Wässerung der Kunststoffmodelle darstellen zu können, wurden für jede Gruppe von Modellen gleicher Herstellungsart (A - E) die Mittelwerte der Längenänderungen in Prozent - bezogen auf die Werte des Metallkörpers - errechnet. Tabelle 13 ist eine Zusammenstellung dieser Mittelwerte, die Abbildungen 6 - 10 stellen die Werte der Tabelle 13 graphisch dar.

Tab.13 : Mittewerte der Abweichungen (Verkürzungen) in % v. Metallkörp.

elle		nach d. Polym.	1.Tag	4.Tag	9.Tag	16.Tag	25.Tag	36.Tag	49.Tag	64.Tag
8	a	-0,15	-0,17	-0,21	-0,16	-0,15	-0,14	-0,14	-0,14	-0,14
	b	-0,84	-0,79	-0,75	-0,73	-0,71	-0,72	-0,70	-0,71	-0,70
	c	-0,81	-0,78	-0,74	-0,71	-0,69	-0,70	-0,69	-0,69	-0,69
	d	-0,97	-0,92	-0,89	-0,87	-0,85	-0,89	-0,89	-0,90	-0,91
	e	-1,17	-1,12	-1,09	-1,06	-1,06	-1,06	-1,08	-1,06	-1,07
	f	-0,93	-0,89	-0,85	-0,86	-0,83	-0,86	-0,87	-0,89	-0,88
15	a	-0,18	-0,21	-0,23	-0,19	-0,15	-0,15	-0,14	-0,15	-0,14
	b	-0,81	-0,73	-0,67	-0,66	-0,66	-0,66	-0,66	-0,66	-0,65
	c	-0,73	-0,68	-0,63	-0,60	-0,60	-0,61	-0,61	-0,61	-0,62
	d	-1,01	-0,95	-0,93	-0,91	-0,88	-0,87	-0,87	-0,90	-0,90
	e	-1,08	-1,04	-1,01	-0,99	-0,99	-1,00	-0,99	-0,99	-0,99
	f	-0,94	-0,89	-0,86	-0,82	-0,85	-0,87	-0,89	-0,87	-0,87
22	a	-0,25	-0,31	-0,40	-0,32	-0,22	-0,21	-0,22	-0,22	-0,22
	b	-1,01	-1,10	-1,11	-1,10	-0,99	-0,95	-0,94	-0,94	-0,94
	c	-0,97	-1,05	-1,14	-1,08	-1,02	-0,94	-0,91	-0,91	-0,92
	d	-1,04	-1,01	-0,98	-0,94	-0,93	-0,93	-0,93	-0,96	-0,95
	e	-1,12	-1,10	-1,07	-1,05	-1,04	-1,07	-1,05	-1,04	-1,04
	f	-1,06	-1,02	-1,01	-0,98	-0,95	-0,95	-0,95	-0,96	-0,95
30	a	-0,20	-0,26	-0,38	-0,32	-0,35	-0,31	-0,28	-0,28	-0,28
	b	-1,00	-1,07	-1,11	-1,10	-1,08	-1,07	-1,08	-1,08	-1,08
	c	-0,98	-1,05	-1,09	-1,07	-1,05	-1,04	-1,03	-1,05	-1,05
	d	-1,03	-0,99	-0,97	-0,99	-0,97	-0,98	-1,00	-0,99	-1,00
	e	-1,07	-1,07	-1,05	-1,04	-1,04	-1,04	-1,03	-1,04	-1,03
	f	-1,02	-1,01	-0,99	-0,97	-0,97	-0,98	-0,99	-0,99	-0,99
45	a	-0,28	-0,31	-0,27	-0,26	-0,25	-0,25	-0,24	-0,24	-0,24
	b	-0,73	-0,77	-0,74	-0,73	-0,71	-0,71	-0,69	-0,69	-0,69
	c	-0,69	-0,74	-0,71	-0,70	-0,69	-0,68	-0,66	-0,65	-0,65
	d	-1,10	-1,05	-1,02	-1,00	-0,97	-0,97	-0,96	-0,96	-0,95
	e	-1,26	-1,21	-1,17	-1,15	-1,12	-1,09	-1,10	-1,08	-1,09
	f	-1,11	-1,08	-1,02	-1,00	-0,98	-0,96	-0,97	-0,97	-0,96

Abbildungen 6 – 10 : Graphische Darstellungen der Werte der Tabelle 13

A – E : Polymerisationsführung, siehe Schema Seite 16 !

Abb.6
A

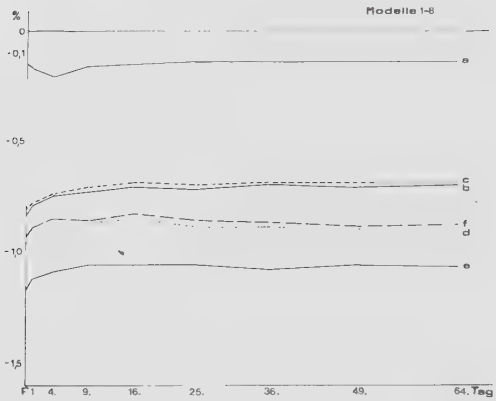


Abb.7
B

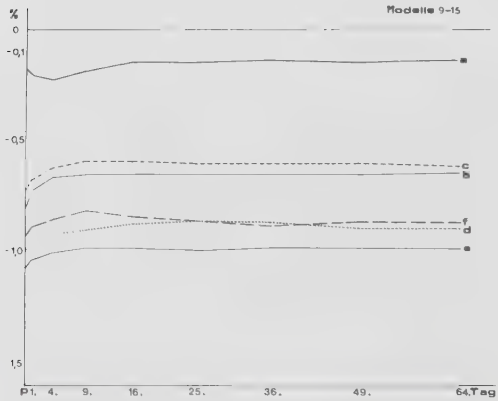


Abb.8
C

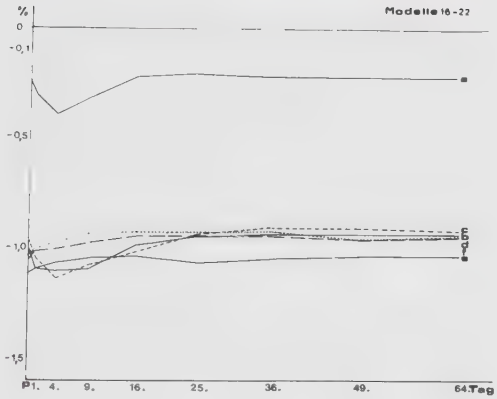


Abb.9
D

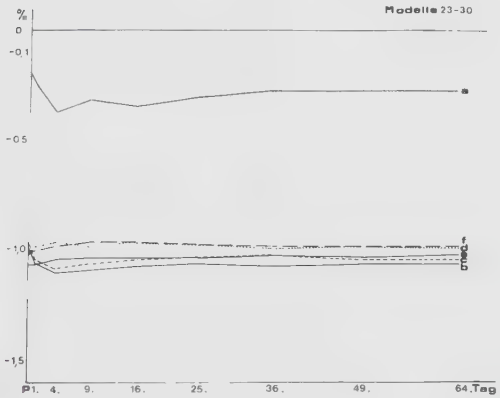
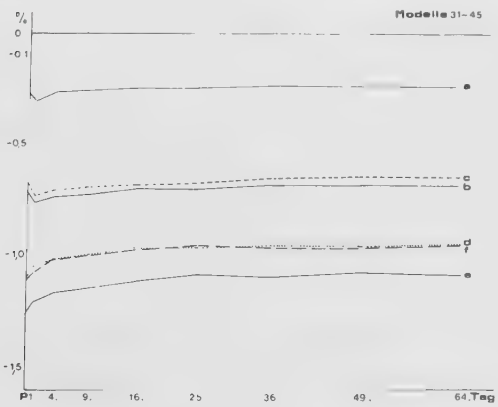


Abb.10
E



Das Ausmaß der Wasseraufnahme nach der Polymerisation entspricht der Gewichtszunahme der Kunststoffmodelle während der Lagerung in destilliertem Wasser. Die Tabelle 14 zeigt eine Zusammenstellung der mittleren Gewichtszunahme der Modelle 1-45 während der Wässerung in Prozent - bezogen auf das Gewicht nach der Polymerisation. In der Abbildung 11 sind die Werte der Tabelle 14 graphisch dargestellt.

Modelle	1. Tag	4. Tag	9. Tag	16.Tag	25.Tag	36.Tag	49.Tag	64.Tag
A 1- 8	0,018	0,072	0,095	0,120	0,143	0,152	0,159	0,158
B 9-15	0,060	0,124	0,183	0,215	0,232	0,249	0,265	0,266
C 16-22	0,026	0,064	0,121	0,132	0,149	0,181	0,187	0,187
D 23-30	0,010	0,022	0,023	0,026	0,029	0,032	0,035	0,036
E 31-45	0,067	0,138	0,164	0,193	0,217	0,251	0,270	0,272

Tab.14 : Mittlere Gewichtszunahme in % während der Wässerung

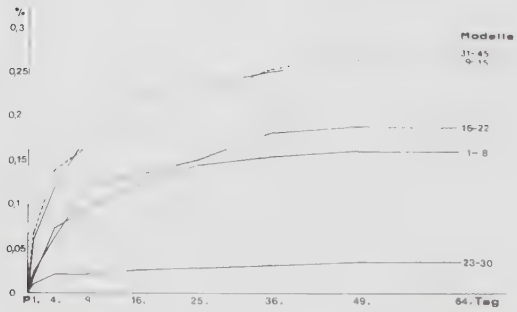


Abb.11 : Graphische Darstellung der Werte der Tab.14
A - E : Polymerisationsführung, siehe Schema S. 16 !

Zur Bestimmung der Höhe der Wasseraufnahme während der Polymerisation wurden alle Kunststoffmodelle, nachdem sich nach 64 - tägiger Wässerung keine nennenswerte Wasseraufnahme mehr nachweisen ließ, in einem Trockenschrank bei einer Temperatur von 50°C während 49 Tagen einer Austrocknung unterzogen. Nach 36 und 49 Tagen wurde gewogen. Die Ergebnisse sind aus der Tabelle 15 (im Tabellenanhang am Schluß der Arbeit) zu ersehen.

Die Differenz zwischen dem Gewicht der Kunststoffmodelle nach der Polymerisation und nach vollständiger Austrocknung entspricht der Wasseraufnahme während der Polymerisation. Die Tabelle 16 führt den mittleren Gewichtsverlust der Modelle 1-45 auf, der also der Wasseraufnahme während der Polymerisation gleichkommt. Die Prozentwerte beziehen sich hierbei auf das Gewicht der Kunststoffmodelle nach der Polymerisation.

Modelle	36.Tag	49.Tag
A 1- 8	-1,556	-1,557
B 9-15	-1,302	-1,305
C 16-22	-1,439	-1,442
D 23-30	-1,499	-1,501
E 31-45	-2,025	-2,028

Tab.16 : Mittlere Wasseraufnahme in % während der Polymerisation
A - E : Polymerisationsführung, siehe Schema S.16 !

In der Abbildung 12 ist der Zusammenhang zwischen der Höhe der Wasseraufnahme während und nach der Polymerisation dargestellt. Die Prozentwerte beziehen sich in dieser Darstellung auf das Gewicht der Kunststoffmodelle sofort nach der Polymerisation.

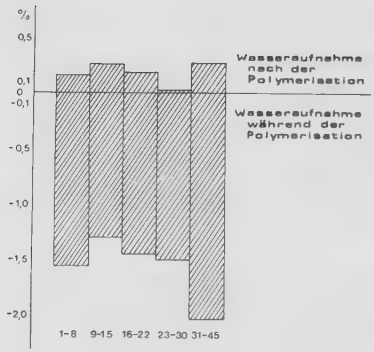


Abb.12 : Wasseraufnahme in % während und nach der Polymerisation

Die mittlere Gesamtwasseraufnahme der Modelle 1-45 ist in der Tabelle 17 aufgeführt, die Abbildung 13 stellt diese Werte graphisch dar. Die Prozentwerte beziehen sich in dieser Darstellung auf das Gewicht der vollständig trockenen Modelle.

Modelle :	1- 8 (A)	9-15 (B)	16-22 (C)	23-30 (D)	31-45 (E)
	1,744	1,592	1,655	1,559	2,348

Tab.17 : Mittlere Gesamtwasseraufnahme in %
A - E : Polymerisationsführung, siehe Schema S.16 !

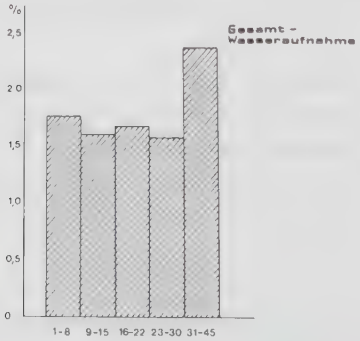


Abb.13 : Graphische Darstellung der Werte der Tab.17

VI. Diskussion - Kritische Bewertung der Versuchsergebnisse

Es wurden 30 Kunststoffmodelle aus VINALENE und 15 Kunststoffmodelle aus PALADON 65 hergestellt. Aus den Meßergebnissen wurden Mittelwerte errechnet, die einzig dem Vergleich der beiden untersuchten Prothesenkunststoffe dienen sollen.

VI.1. Die Paßgenauigkeit der Kunststoffmodelle aus VINALENE und PALADON 65 nach der Polymerisation

Als Folge der Polymerisationsschrumpfung der beiden Prothesenkunststoffe zeigen die Meßstrecken aller Modelle Verkürzungen unterschiedlicher Größenordnung. Selbst innerhalb einer Versuchsgruppe sind diese Verkürzungen in verschiedenem Ausmaß anzutreffen, sodaß erst der Vergleich der errechneten Mittelwerte verwertbare Ergebnisse liefert.

Die Meßstrecke a dieser Arbeit entspricht dem horizontalen Abstand zwischen rechtem und linkem 2. Molaren. Sie ist bei den aus VINALENE hergestellten Modellen nach der Polymerisation je nach Polymerisationsart zwischen 0,15 % und 0,25% zu kurz; für die PALADON - Modelle findet sich eine durchschnittliche Verkürzung von 0,28 %.

Die Polymerisationsschrumpfung wirkt sich demnach in diesem Bereich der Prothesenmodelle nur geringfügig aus und zeigt auch keine wesentlichen Unterschiede in den Ergebnissen der einzelnen Polymerisationsverfahren des VINALENE. Der Vergleich mit PALADON 65 ergibt keine nennenswert bessere Paßgenauigkeit der VINALENE - Modelle in diesem Abschnitt der stilisierten Prothesen.

Wir wissen aus den Untersuchungen WOELFELs und PAFFENBARGERs (43), daß Verkürzungen in dieser Größenordnung die Funktion der Prothese nicht beeinträchtigen.

Der Verkürzung des Molar - zu - Molar - Abstandes wurde auch von anderen Autoren Beachtung geschenkt :

AST (2) gibt für PALADON - Prothesen Verkürzungen zwischen 0,02 mm und 0,40 mm an, während BUDZINSKI (9) an SR3/60 - Prothesen Verkürzungen um 0,102 mm und an TREVALON - Prothesen Verkürzungen um 0,214 mm mißt. Beide Autoren fanden keine signifikante Abhängigkeit von der Polymerisationsart.

WINKLER und Mitarbeiter (42) errechneten auf Grund ihrer Messungen an totalen Oberkiefer - Prothesen aus 2 verschiedenen Akrylaten eine Verkürzung des Molar - zu - Molar - Abstandes nach der Polymerisation von durchschnittlich 0,3 % bzw 0,4 %. Die Abstände der Molaren der Unterkiefer - Prothesen weisen in ihren Untersuchungen nach der Polymerisation Verkürzungen von 0,3 - 0,7 % auf.

Auch BAWENDI (6) berichtet, daß nach der Polymerisation die Molar - zu - Molar - Abstände in Unterkiefer - Prothesen eine ausgeprägtere Verkürzung erleiden als in Oberkiefer - Prothesen. Er mißt die Meßstrecken seiner mit Zahnreihen aufgestellten Versuchsprothesen aus PALADON 65 nach der Polymerisation, bevor er sie vom Modell abhebt, poliert und in Wasser einlagert, und findet Verkürzungen des Molar - zu - Molar-Abstandes von ca 0,12 % im Oberkiefer und 0,5 % im Unterkiefer. Nach der Politur verkürzt sich der Abstand nach seinen Beobachtungen um einen weiteren Betrag, sodaß hieraus eine Verkürzung von 0,2 % im Oberkiefer und 0,58 % im Unterkiefer resultiert.

Die auffallend geringe Verkürzung von nur 0,12 %, die BAWENDI ermittelte, hat mit Sicherheit ihre Ursache darin, daß er die Messungen auf dem DUROC - Modell durchführt, das der ungehinderten Schrumpfung entgegenwirkt. Wird die Prothese zur Politur von dem DUROC- Modell abgehoben, auf dem es unter Spannung aufsitzt, kann eine weitere Verkürzung eintreten (WOELFEL und Mitarbeiter (44)). Daher vergrößert sich

die Verkürzung des Molar - zu - Molar - Abstandes auf insgesamt 0,2 % nach der Politur. Zusätzlich wird auch die feste Verankerung der Zähne der Prothesen BAWENDIs im Küvettengips während der Polymerisation der Schrumpfung des Kunststoffes entgegenwirken.

Die Meßstrecken b und c entsprechen einander und stellen den horizontalen Abstand zwischen dem 2. oberen Molaren- und dem 1.oberen Schneidezahnbereich der gleichen Seite dar.

Auch b und c zeigen bei allen Kunststoffmodellen als Ausdruck der Polymerisationsschrumpfung Verkürzungen, die höhere prozentuale Werte als a annehmen. So finden sich bei den aus VINALENE hergestellten Modellen nach der Polymerisation mittlere Verkürzungen zwischen 0,73 % und 1,01 %. Für die PALADON 65 - Modelle errechnet sich ein Mittelwert von 0,73 % bzw 0,69 %.

Obwohl b und c des Metallkörpers gleich lang sind, stimmen an den Kunststoffmodellen aus VINALENE die Längen von b und c praktisch nie überein. Vielmehr kommen sogar Differenzen zwischen beiden Seiten eines Modelles bis zu 0,17 mm vor. PALADON 65 - Modelle zeigen etwas gleichmäßigere Resultate.

Solche Seitendifferenzen sind Zeichen ungleichmäßiger Polymerisationsschrumpfung, deren Ursachen mannigfaltigster Art sind. So können beispielsweise unterschiedliche Isolierung des Küvettengipses oder Rauhigkeiten der Gipsform als Ursachen in Betracht kommen. Wir erhalten daher in den allermeisten Fällen Prothesen, die in sich Verziehungen aufweisen.

Zwischen dem Ausmaß der Verkürzung der Strecken a und b und c der VINALENE - Modelle läßt sich ein deutliche Zusammenhang aufzeigen : Je größer der Schrumpfungswert von a ist, umso ausgeprägter ist auch die Verkürzung von b und c. Die

Erklärung für diese Beobachtung ist in der größeren Polymerisationsschrumpfung der im Kurzzeitverfahren hergestellten Modelle zu suchen (AST (2), JANKE (22)(23), MAYER (27)).

Die Schrumpfungsrichtung verläuft einerseits entlang dem "Prothesensattel"der Modelle nach vorn und andererseits aus den dünnen Prothesenbezirken, der vestibulären Prothesenanteile und der Gaumenplatte, zum "Prothesensattel" hin (STAEGEMANN (37)) (Abb.14). Die Folge dieser Schrumpfungsvorgänge ist also – neben einer Verkürzung des Molar - zu - Molar - Abstandes infolge der Schrumpfung der Gaumenplatte - eine Verkürzung der Modelle in sagittaler Richtung erheblich größeren Ausmaßes (Abb. 15).

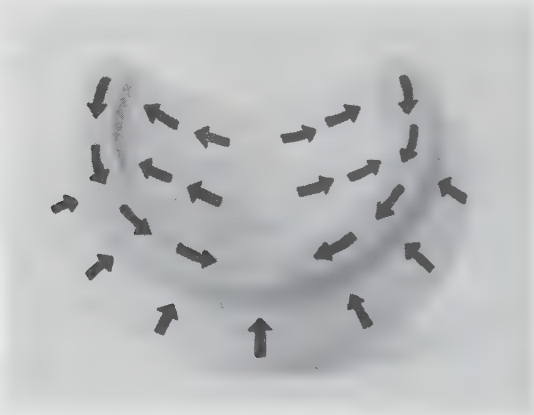


Abb.14 : Richtung der Polymerisationsschrumpfung am Modell

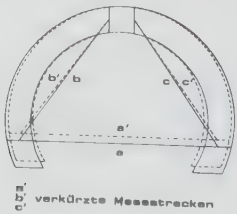


Abb.15 : Auswirkung der Schrumpfung auf die Länge d. Strecke

Auch die Modelle, die aus PALADON 65 hergestellt wurden, lassen eine erheblich größere Verkürzung von b und c im Vergleich zu a erkennen. Die errechneten Mittelwerte für b und c sind den Mittelwerten der VINALENE - Modelle, die im Langzeitverfahren polymerisiert wurden, in ihrer Größenordnung vergleichbar, sodaß hieraus abgeleitet werden kann, daß VINALENE und PALADON 65 ähnliches Dimensionsverhalten zeigen, wenn sie im Langzeitverfahren polymerisiert werden.

BAWENDIs Messungen (6) erfassen auch Meßstrecken, die den Strecken b und c der vorliegenden Arbeit entsprechen. Die Ergebnisse dieser Messungen zeigen wesentlich geringere Verkürzungen der entsprechenden Strecken; sie betragen 0,2 % vor dem Abnehmen vom DUROC - Modell und 0,3 % nach der Politur. Die feste Verankerung der Zähne im Küvettengips verhindert sicherlich stärkere Schrumpfungserscheinungen entlang des Prothesensattels nach vorn. Die sagittale Verkürzung der "echten" Prothesen BAWENDIs ist aus diesem Grunde wesentlich geringer. Die in der vorliegenden Arbeit gefundenen Werte dürften daher nichtbei "echten" Prothesen mit aufgestellten Zahnreihen zu erwarten sein.

d, e und f sind die Meßstrecken, die den Prothesenteil erfassen, der in das vestibulum oris hineinreicht, und dessen äußerer Teil als Funktionsrand den Ventilabschluß der saugenden Prothese bildet. Die sorgfältige Gestaltung des Funktionsrandes kann nur dann auch zur guten Prothesenhaftung führen, wenn der in Kunststoff überführte vestibuläre Prothesenteil möglichst genau dem aus plastischem Material gewonnenen Funktionsrand entspricht. Starke Schrumpfung des Kunststoffes in diesem Bereich der Prothesen kann folglich ihre Paßgenauigkeit erheblich beeinträchtigen.

Die Meßstrecken d und f entsprechen einander und verlaufen im Bereich des 2. Molaren jeder Seite. e befindet sich

zwischen den mittleren Schneidezähnen. Die von diesen Meßstrecken erfaßten Bereiche zeigen weniger komplizierte Formverhältnisse, sodaß ein von weniger Faktoren beeinflußtes und damit auch deutlicheres Schrumpfungsverhalten zu erwarten ist. Die errechneten Mittelwerte der Verkürzungen dieser Strecken bestätigen diese Erwartung :

Für die VINALENE - Modelle, die im Langzeitverfahren polymerisiert wurden, errechnen sich mittlere Verkürzungen der sich entsprechenden Strecken d und f zwischen 0,93 % und 1,01 % und der Strecke e zwischen 1,08 % und 1,17 %.

Zum Teil größere Verkürzungen weisen die im Kurzzeitverfahren polymerisierten Kunststoffmodelle auf : sie erreichen hier für d und f Werte zwischen 1,02 % und 1,06 % und für e Werte zwischen 1,07 % und 1,12 %. Für einen Vergleich der beiden Polymerisationsverfahren erscheinen die Unterschiede jedoch zu gering.

Die Verkürzung der Meßstrecken d, e und f ist bei den PALADON - Modellen ausgeprägter. Es errechnet sich für d und f eine mittlere Verkürzung zwischen 1,10 % und 1,11 % und für e eine Verkürzung um 1,26 %.

Auffallend ist bei der näheren Betrachtung aller Mittelwerte für d, e und f, daß die Kunststoffmodelle im Bereich der Meßstrecke e immer eine größere Schrumpfung erleiden. Dies stimmt mit den Beobachtungen STAEGEMANNs (37) überein, daß die Schrumpfung der dünnen Prothesenanteile dort besonders groß ist, wo benachbarte massige Anteile während der hier früher einsetzenden Polymerisation den dünnen Prothesenanteilen zum Schrumpfungsausgleich Material entziehen. Der Bereich der mittleren Schneidezähne ist innerhalb der Prothese der Abschnitt mit der größten Masse, sodaß im benachbarten dünnen vestibulären Prothesenanteil die umfangreichste Polymerisationsschrumpfung zu beobachten ist.

Bei zusammenfassender Betrachtung der ermittelten Versuchsergebnisse zeigt sich, daß die linearen Dimensionsänderungen, die durch die Polymerisationsschrumpfung hervorgerufen werden, keineswegs an die zu erwartende Verkürzung von 1,7 % heranreichen. Hierauf hat schon MARXKORS (26) hingewiesen.

Neben der komplizierten Form der Prothese, die eine ungehinderte Schrumpfung nicht zuläßt, neben der immer an einzelnen Stellen unzureichenden Isolation, die zu partiellen Anhaftungen des Kunststoffes am Küvettengips führt, neben dem Einfluß des Wassers während der Polymerisation und neben manchen anderen einwirkenden Faktoren, die im Einzelnen gar nicht aufzutrennen sind, kompensiert auch die Abbindeexpansion des Küvettengipses einen Teil der Polymerisationsschrumpfung (SCHUBERT (33)). AST (2) und JANKE (21) wiesen nach, daß die Hartgipsmodelle, auf denen polymerisiert wurde, infolge der Abbindeexpansion größer sind als der zugehörige natürliche Kiefer. JANKE berichtet über eine lineare Expansion des Gipses um 0,15 - 0,20 mm. AST beobachtete bei ungehinderter Abbindung des Gipses Verlängerungen des Molar - zu - Molar - Abstandes um 0,06 - 0,13 mm.

VI.2. Die Wasseraufnahme der Kunststoffmodelle aus VINALENE und PALADON 65 während und nach der Polymerisation

Im einleitenden theoretischen Teil dieser Arbeit wird der Einfluß des Wassers auf die mechanischen und hygienischen Eigenschaften der Prothesenkunststoffe erörtert. Eine möglichst geringe Wasseraufnahmefähigkeit wird als besonders wünschenswert angesehen. Daher sucht auch die Dentalindustrie ständig nach Verbesserungen in dieser Hinsicht und bietet von Zeit zu Zeit neue Kunststoffe an, die sich durch außergewöhnlich geringe Wasseraufnahmefähigkeit auszeichnen sollen.

Auch VINALENE, eine Vinylverbindung – die genauere chemische Zusammensetzung wird vom Hersteller nicht bekanntgegeben –, soll nach den Angaben des Herstellers durch eine wesentlich geringere Wasseraufnahme im Vergleich zu der anderer gebräuchlicher Prothesenkunststoffe gekennzeichnet sein.

RITZEs (30) vergleichende Untersuchungen führten zu dem Ergebnis, daß Polyvinylverbindungen und Vinyl - Mischpolymerisaten (Copolymere) geringere Wasseraufnahmefähigkeit eigen ist als den viel verwendeten Polymethacryl - Verbindungen. LUXENE, ein Vinyl - Mischpolymerisat, verzeichnete in RITZEs Untersuchungen in der Form eines Stäbchens mit den Maßen 10 x 15 x 120 mm nach vollkommener Austrocknung und daran anschließender 77 Tage dauernder Wässerung in aqua dest. bei 38°C eine Gewichtszunahme von nur 0,816 %. PALADON 65 hingegen nahm unter den gleichen Bedingungen 1,5372 % Wasser auf.

RITZE führt auch die Untersuchungen HOUWINKs an, der für reine Polymethacryl - Verbindungen eine Wasseraufnahme von 2 % angibt, wenn die Prüfkörper 2 mm dick sind und eine Woche in Wasser bei 20°C gelagert werden.

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen zunächst einmal, daß bereits nach 9 - tägiger Wässerung mehr als die Hälfte des gesamten Wassers aufgenommen worden ist, d. h. also, daß die Quellungsgeschwindigkeit sich von einem Maximum in den ersten Tagen der Wässerung allmählich Null nähert, sodaß die Wasseraufnahme der beiden untersuchten Kunststoffe nach 64 - tägiger Lagerung in durchschnittlich 18°C warmem Wasser praktisch abgeschlossen ist. Das absolute Maximum der Quellung liegt nach RITZE (30) jedoch im "Unendlichen".

Weiterhin verdeutlichen die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit am Beispiel des VINALENE, daß die Wasseraufnahme des Kunststoffes von dem angewandten Polymerisationsverfahren abhängig ist. Nur so lassen sich wohl auch die sehr unterschied-

lichen Angaben der verschiedenen Autoren zur Wasseraufnahme verstehen :

AXELSSON und LOCKOWANDT (4) ermittelten eine Wasseraufnahme der Polymethacryl - Verbindungen zwischen 1,62 und 3,25 Gewichts - % nach einer Lagerung der Proben über 6 Monate in 37°C warmem Wasser.

BREUSTEDT (8) beobachtete eine Gewichtszunahme von 1,2 % bei dauernder Berührung der Prüfkörper aus Polymethacryl - Verbindungen mit Wasser von Mundtemperatur. Nähere Angaben über die Ermittlung dieser Werte fehlen in diesem Bericht.

BANGER (5) prüfte die Gewichtsveränderungen von 72 Prothesen aus PALADON und Kautschuk während der Wässerung. Er lagerte die Prothesen bei Zimmertemperatur und bei 37°C in aqua dest., in Leitungswasser, in physiologischer Kochsalzlösung und offen und trocken. Vor dem Wägen trocknete er die Prothesen zunächst mit einem sauberen Tuch ab, um sie anschließend 1/2 min vor dem Ventilator nachzutrocknen. Auf diese Weise tritt nach eigenen Erfahrungen bereits ein erheblicher Wasserverlust ein, sodaß neben Anderem dieses Trocknungsverfahren vor dem Wägen zu den von BANGER ermittelten niedrigen Werten für die Wasseraufnahme von nur 0,522 % (bei 20°C) und 0,855 % (bei 37°C warmem aqua dest.) nach 71 Tagen geführt haben muß.

FUHRMANNs Arbeit (14) macht die Beziehung zwischen dem Ausmaß der Wasseraufnahme des Kunststoffes und seinem Polymerisationsverfahren deutlich. Die größte Wasseraufnahme des untersuchten PALADON findet FUHRMANN bei den Prüfkörpern, die er im Langzeitverfahren im Wasserbad polymerisierte. Sie beträgt nach 36 - tägiger Wässerung in aqua dest. von 70°C 2,5 %. Die geringste Wasseraufnahme mit 2,3 % ließen die Prüfkörper erkennen, die FUHRMANN im Langzeitverfahren im Trockenschrank polymerisierte. An den im Kurzzeit - Wasserbad - Verfahren polymerisierten Prüfkörpern beobachtete er eine Gewichtszunahme infolge der Wasseraufnahme um 2,4 %. FUHRMANN bezieht diese Werte auf das Gewicht der Prüfkörper nach völliger Austrocknung.

Unterzieht man in der vorliegenden Arbeit zunächst die Gewichtsänderungen der VINALENE - Modelle während der Lagerung in dest. Wasser bei einer mittleren Temperatur von 18°C einer genaueren Betrachtung, fällt die unterschiedlich hohe Wasseraufnahme der einzelnen Gruppen gleicher Polymerisationsart (A – E, siehe Schema S.16 !) auf (Tab.14, Abb.11). Eindrucksvoll ist die äußerst geringe Gewichtszunahme von nur 0,036 % der im Kurzzeit - Wasserbad - Verfahren polymerisierten Modelle.

Zieht man Tab.16 und Abb.12 hinzu, läßt sich eine feste Beziehung zwischen der Wasseraufnahme während und nach der Polymerisation erkennen : Nimmt der Kunststoff während der Polymerisation relativ mehr Wasser auf, ist seine Wasseraufnahme nach der Polymerisation relativ geringer. Diese Beziehung wird auch in den Arbeiten FUHRMANNs (14) und JANKEs (24) am Beispiel des PALADON sichtbar.

Auf Grund dieser festen Relation errechnet sich für die VINALENE - Modelle 1-30 eine fast gleich große mittlere Gesamtwasseraufnahme zwischen 1,744 % und 1,559 % (Tab.17, Abb.13). Die Gesamtwasseraufnahme des VINALENE läßt sich folglich auch bei Anwendung des "günstigsten" Polymerisationsverfahrens nicht wesentlich verringern.

Welche Faktoren die Wasseraufnahme des VINALENE während der Polymerisation in den vorliegenden Untersuchungen beeinflußten, bedarf einer genaueren Betrachtung. Auffallend ist, daß gerade bei den Modellen dem Küvettengips ein Kristallpulver des Herstellers zugesetzt worden war, die die größte Gesamtwasseraufnahme, aber auch die größte Wasseraufnahme während der Polymerisation mit 1,557 % zu verzeichnen haben. Dieser Zusatz sollte jedoch sicherlich dem Zwecke dienen, die Wasseraufnahme während der Polymerisation zu verringern. Der in dieser Arbeit beobachtete gegenteilige Effekt scheint auch dem Hersteller bekannt geworden zu sein, da dieser Zusatz später nicht mehr empfohlen wurde. Der Gedanke, den Salzzusatz in ursächlichen Zusammenhang mit der auffallend hohen

Wasseraufnahme zu bringen, liegt schon deshalb so nahe, da die Modelle 9-15, die im übrigen in dem gleichen Polymerisationsverfahren und unter gleichen Bedingungen hergestellt wurden, die deutlich geringere Wasseraufnahme von 1,305 % während der Polymerisation aufweisen.

Auch die mittlere Wasseraufnahme der Modellgruppen 16-22 (C) und 23-30 (D) ist unterschiedlich hoch. Beide Gruppen wurden nach dem von der Herstellerfirma angegebenen Verfahren polymerisiert, als Polymerisationsgefäß wurde bei den Modellen 16-22 ein relativ kleiner, emaillierter Topf verwendet, der auf einer Gasflamme aufgeheizt wurde. Solche Gefäße sind noch in vielen Laboratorien im Gebrauch. Die Polymerisation der Modelle 23-30 fand in einem größeren Elektrotopf mit dickem Boden und automatischer Temperaturregulation statt.

Das Aufheizen des kleinen Polymerisationsgefäßes mit den darin befindlichen Küvetten auf 74°C erfolgte mit Hilfe der Gasflamme relativ schnell. Die Polymerisation kommt auf diese Weise rascher in Gang. Die Folge davon ist eine höhere freiwerdende Reaktionswärme, die nicht rasch genug abgeleitet werden kann und daher ihrerseits die Polymerisationsgeschwindigkeit noch beschleunigt. Dies wirkt sich besonders in den dickeren Anteilen der Modelle aus, die Polymerisation führt hier zur Bildung kürzerer Ketten und ist rascher abgeschlossen (SELBACH (35)). Damit kann sich der Einfluß des in den Kunststoff eindiffundierenden Wassers während des Polymerisationsvorganges aber nur kürzere Zeit auswirken und der Kunststoff in dieser Zeit weniger Wasser aufnehmen. Da die Abkühlung im kleinen Polymerisationsgefäß auf Zimmertemperatur ebenfalls rascher verläuft, ist die Wasseraufnahmegeschwindigkeit oder Quellungsgeschwindigkeit, die bekanntlich von der Höhe der Temperatur des Wassers abhängig ist (FUHRMANN (14), JANKE (23)), während der Zeit der Abkühlung geringer.

Die Erwärmung auf 74°C beansprucht im Elektrotopf eine längere Zeit, sodaß auch die Polymerisation langsamer beginnt.

Die freiwerdende Reaktionswärme kann besser abgeleitet werden, sodaß die Polymerisation bei niedrigerer Temperatur im Küvetteninnern stattfindet, länger dauert und zu längeren Molekülketten führt. Wasser kann während dieser Zeit in den Kunststoff eindiffundieren und sich zwischen die Moleküle einlagern. Zu Beginn der anschließenden einstündigen Kochzeit dürfte in diesem Falle ein geringerer Polymerisationsgrad erreicht sein als bei der rasch verlaufenden Polymerisation über der Gasflamme, sodaß der nun entstehende besonders durchdringungsfähige Wasserdampf leichter in den auszupolymerisierenden Kunststoff eindiffundieren kann. Auch die Abkühlung auf Zimmertemperatur nimmt mehr Zeit in Anspruch, sodaß die Wasseraufnahme während dieser Zeit ein größeres Ausmaß anzunehmen vermag.

Auf diese Weise erklärt sich die unterschiedliche Höhe der Wasseraufnahme während der Polymerisation der VINALENE - Modelle, die für die Modelle 16-22 (C) durchschnittlich 1,442 % und für die Modelle 23-30 (D) 1,501 % beträgt.

Ist die Wasseraufnahme während der Polymerisation für die im Elektrotopf im Kurzzeit - Verfahren hergestellten Modelle auch etwas größer, so ändert sich dies sehr deutlich während der Wässerung. Hier nehmen nämlich die Modelle 23-30 (D) kaum noch Wasser auf, sodaß nur noch eine Gewichtszunahme von 0,036 % zu beobachten ist. Dadurch kommt es zu einer mittleren Gesamtwasseraufnahme der Modelle 16-22 (C) von 1,655 % und der Modelle 23-30 (D) von 1,559 %.

Zusammenfassend läßt sich feststellen, daß VINALENE je nach Polymerisationsverfahren mit einer durchschnittlichen Gesamtwasseraufnahme zwischen 1,559 % und 1,744 % gegenüber PALADON 65 mit einer durchschnittlichen Wasseraufnahme von 2,348 % die günstigeren Ergebnisse aufweist. Insbesondere die bedeutend höhere mittlere Wasseraufnahme des PALADON 65 von 2,028 % während der Polymerisation darf nicht unterschätzt werden, da gerade der schädigende Einfluß des Wassers während

der Polymerisation zur Verschlechterung einiger mechanischer Eigenschaften führt.

VI.3. Dimensionsänderungen der Kunststoffmodelle aus VINALENE und PALADON 65 während der Wässerung

Die Wasseraufnahme der Kunststoffe nach der Polymerisation führt zu Dimensionsänderungen innerhalb der Prothesenmodelle, die nachträglich ihre Paßgenauigkeit verändern können. Da alle Modelle infolge der Polymerisationsschrumpfung nach der Polymerisation zu klein sind, wie aus den Messungen nach der Polymerisation festgestellt werden konnte, darf man erwarten, daß die Wasseraufnahme, die eine Volumenzunahme des Kunststoffes bewirkt, die Paßgenauigkeit der Modelle verbessert.

So schreibt WEIKART (41), daß die Expansion der Methacrylate in Wasser 0,7 - 1,1 % beträgt. Bei diesen Werten handelt es sich vermutlich um Volumen - Prozente.

ILG (18) stellte in Messungen an verschiedenen Tagen der Wässerung eine Längenänderung eines 30,37 mm langen und 7,6 mm dicken PALADON - Stäbchens von 0,001 % nach 1 Tag, 0,08 % nach 4 Tagen, 0,13 % nach 9 Tagen, 0,18 % nach 16 Tagen und 0,21 % nach 22 Tagen fest. Auf Grund dieser Meßreihe nimmt er einen Wahrscheinlichkeitswert von 0,25 % nach abgeschlossener Wasseraufnahme an.

SKINNER und COOPER fanden laut RITZE (30) bei Lagerung in Wasser von 37°C lineare Ausdehnungen des Kunststoffes zwischen 0,19 % und 0,54 %.

Dehnten sich die Prothesenmodelle in allen ihren Partien gleichmäßig linear um den Betrag aus, den die oben aufgeführten Autoren für die Längenänderung von stäbchenförmigen Prüfkörpern angeben, so wäre damit sicherlich ein großer Teil der Polymerisationsschrumpfung kompensiert, und die wirklichen Dimensionsverhältnisse wären zumindest teilweise wiederhergestellt, wie es SELBACH (36), CAMPBELL (nachzulesen bei SCHUBERT (33)) und andere erwarten.

Die komplizierte Form der Prothesenmodelle und ihre unterschiedlich dicken Anteile, die ihrerseits Ursache unterschiedlichen Schrumpfungsausmaßes sind (STAEGEMANN (37)), führen zu Spannungen im Kunststoffgefüge (AST (2), AXELSSON (3), ULRICH GRIGO (15), JANKE (22), KLÖTZER (25), SELBACH (36) u. a.). Ist es der direkte Einfluß des in das unter Spannungskräften stehende Kunststoffgefüge eindiffundierende Wasser, oder ist es das sich auch ohne Mitwirkung des Wassers langsam ablaufende Lösen der Spannungen, es lassen sich in jedem Falle an manchen Meßstrecken zusätzliche Verkürzungen innerhalb der Modelle nachweisen. Sie sind also Folge des Lösens elastischer Spannungskräfte aufzufassen.

Auch die Beobachtungen WINKLERS und seiner Mitarbeiter (42) bestätigen diese Auffassung. Sie weisen darauf hin, daß das Ausmaß nachträglicher Verkürzungen des Molar - zu - Molar - Abstandes während der ersten Tage der Wasseraufnahme bei Prothesen mit dicken Gaumenplatten geringer ist als bei dünnen Prothesen, und erklären dies so, daß dicke Stükke steif genug seien, um das Lösen innerer Spannungen zu verhindern.

Schon 1949 deutete SELBACH (36) seine Meßergebnisse, die eine nachträgliche Verkürzung des Molar - zu - Molar - Abstandes zwischen 0,06 und 0,12 mm aufzeigten, als Folge freiwerdender innerer Spannungen.

Da in den ersten Tagen der Wässerung sowohl die Wasser-

aufnahme als auch die Veränderungen ,die mit dem Lösen innerer Spannungskräfte einhergehen, am ausgeprägtesten sind, lassen sich Überlagerungen dieser zum Teil entgegengerichteten Erscheinungen beobachten. Besonders deutlich wird dies beim Vergleich der Meßstrecken b und c der einzelnen VINALENE - Gruppen (A - D) während der ersten 4 Tage der Wässerung : b und c der im Langzeitverfahren hergestellten Modelle, die erwartungsgemäß geringere innere Spannungen aufzuweisen scheinen, verlängern sich schon in den ersten Tagen infolge der Volumenzunahme des Kunststoffes, während bei den im Kurzzeitverfahren polymerisierten Modellen eine nachträgliche Verkürzung der Strecken b und c eintritt. Erst später findet auch die sofort einsetzende Wasseraufnahme, also die Volumenzunahme des Kunststoffes, ihren sichtbaren Ausdruck in einer Verlängerung der betreffenden Strecken.

Auch bei den aus PALADON 65 gefertigten Modellen findet sich während des ersten Tages eine geringe zusätzliche Verkürzung von a, b und c, sie beträgt jedoch nur ca 0,05 %.

WOELFEL und Mitarbeiter (44) schenkten bei ihren Messungen am 1. und 8. Tag der Wässerung gerade jenem Zeitraum zu wenig Beachtung, der nach den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit die Auswirkungen innerer Spannungen am deutlichsten zeigt. Sie kommen zu dem Ergebnis, daß die nachträgliche Expansion des Kunststoffes die Polymerisationsschrumpfung nicht auszugleichen vermag, sodaß auch nach 18 - monatiger Wässerung die Molar - zu - Molar - Abstände der untersuchten Prothesen noch um 0,1 - 0,4 % zu kurz sind.

Die Untersuchungen WINKLERs und seiner Mitarbeiter (42) zeigen hingegen eine beträchtliche Zunahme der Verkürzung des oberen Molar - zu - Molar - Abstandes nach 24 - stündiger Wässerung bei 72° F. Die Autoren messen eine nachträgliche Verkürzung dieses Abstandes von 0,3 % auf 0,4 % bei Prothesen aus PRONTO II und von 0,4 % auf 0,6 % bei POUR/CURE -

Prothesen. PRONTO II und POUR/CURE sind Akrylat - Verbindungen.

Auch BAWENDI (6) berichtet, daß nach der Politur während des ersten Tages der Wässerung der Prothesen weitere Verkürzungen der von ihm ausgemessenen Strecken eintreten, "die dann im weiteren Verlauf der Wässerung konstant bleiben oder gar zunehmen". Die Meßwerte seiner Prothesen aus PALADON 65 ändern sich also nach 1 - tägiger Wässerung nur noch unwesentlich, jedoch zeigte sich nach den ersten 24 Stunden der Wässerung eine Zunahme der Verkürzung des Molar - zu - Molar - Abstandes um ca 0,23 %, und eine Zunahme der Verkürzung der Meßstrecken, die b und c in der vorliegenden Arbeit entsprechen, um ca 0,16 %.

Die Ursache der Abweichungen der Ergebnisse BAWENDIS von den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit, hier wurde eine mittlere Zunahme der Verkürzung der Strecke a um 0,03 % und der Strecken b und c um 0,05 % nach 24 - stündiger Wässerung der PALADON 65 - Modelle errechnet, dürfte darin zu suchen sein, daß BAWENDI seine Prothesen mit Zahnreihen versehen hat. Verhindert die feste Verankerung der Zähne im Küvettengips zunächst eine stärkere Polymerisationsschrumpfung, entstehen gleichzeitig umso stärkere innere Spannungskräfte in der Prothese, die während des ersten Tages der Wässerung eine bedeutend größere zusätzliche Verkürzung der genannten Meßstrecken bewirken können.

Dies bedeutet ganz allgemein auch für VINALENE und jeden anderen Kunststoff, daß man bei"echten" Prothesen zunächst mit einer geringeren Polymerisationsschrumpfung rechnen darf, daß im Verlaufe der ersten Tage nach der Herstellung aber größere zusätzliche Dimensionsänderungen zu erwarten sind.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen, daß durch die Wasseraufnahme des Kunststoffes die Polymerisationsschrumpfung in keinem Abschnitt der Prothesenmodelle kompensiert

wird. Die vestibulären Anteile der Modelle, die hinsichtlich ihrer Form die unkompliziertesten Partien der Modelle darstellen, und durch die Meßstrecken d, e und f erfaßt werden, sind auch nach vollständiger Wasseraufnahme noch zu kurz. Ihre - wenn auch viel zu geringe - Verlängerung infolge der Quellung des Kunststoffes steht jedoch in festem Verhältnis zur aufgenommenen Wassermenge nach der Polymerisation. An diesen Stellen der Prothesenmodelle spielen Erscheinungen, die durch das Lösen von Spannungen hervorgerufen werden, nur eine untergeordnete Rolle.

Der Vergleich der Ergebnisse der beiden Polymerisationsverfahren, des Langzeit - Wasserbad - Verfahrens und des Kurzzeit - Wasserbad - Verfahrens, führt auch in der vorliegenden Arbeit zu dem Resultat, daß Prothesenkunststoffe, die im Langzeitverfahren polymerisiert werden, geringere innere Spannungen aufweisen. Dies stimmt mit den Erfahrungen AXELSSONs (3) und RINKs (29) überein, während ULRICH GRIGO (15) keine Verringerung innerer Spannungen durch Anwendung des Langzeitverfahrens erzielte.

Wenn auch in der vorliegenden Arbeit PALADON 65 nur im Langzeitverfahren verarbeitet wurde, sodaß der Vergleich mit anderen Polymerisationsverfahren nicht möglich ist, spricht doch die außerordentlich geringe zusätzliche Verkürzung von a, b und c für eine gute Kunststoffqualität der Modelle, d. h. für eine relativ hohe Spannungsfreiheit.

Da, wie in dieser Arbeit festgestellt wurde, die Paßgenauigkeit der Prothesenmodelle durch die Quellung des Kunststoffes nicht in bemerkenswerter Weise verbessert wird, scheinen die Vorschläge der Autoren ILG (18), RITZE (30) und WEIKART (41) wenig erfolgversprechend, die Paßgenauigkeit der Prothesen dadurch zu verbessern, daß sie vor dem Eingliedern wenigstens 3 Tage in Wasser gelagert, während des Gebrauchs auch nachts (!) im Munde belassen oder nachts in Wasser aufbewahrt wird. Die Befolgiung des Rates, nachts

die Prothese nicht aus dem Munde zu entfernen, birgt ernste Gefahren für die Mundschleimhaut, den Kieferknochen und das Kiefergelenk, sodaß diesem Vorschlag unter keinen Umständen zugestimmt werden kann. Daß die Prothesen nachts unter Wasser aufbewahrt werden sollte, dient in erster Linie dem Zweck, das sich jede Nacht wiederholende Austrocknen des Kunststoffes zu vermeiden, das zu einer frühzeitigen Versprödung des Materials führen würde. Die Desinfektion der Prothese kann wirkungsvoll durch einen Kochsalzzusatz zu dem Wasser erreicht werden.

Daß unsere "zu kleinen" Prothesen dennoch von fast allen Patienten getragen werden können, ist nicht zuletzt dem Umstand zu verdanken, daß bei der Mundtemperatur eine geringe thermische Expansion des Kunststoffes eintritt, die ebenfalls einen Teil der Polymerisationsschrumpfung zu kompensieren vermag. ILG (18) errechnete für PALADON den thermischen Ausdehnungskoeffizienten $a = 74,6 \times 10^{-6}$. Eine Prothese mit maximalen Dimensionen von 70 mm wird sich daher nach ILGs Berechnungen linear um rund 0,1 mm bei der Erwärmung auf Mundtemperatur ausdehnen. - So sei am Schluß dieser Arbeit auch noch einmal auf die Untersuchungen WOELFELs und seiner Mitarbeiter (43) hingewiesen, denen zu entnehmen ist, daß die Mundhöhle in gewissen Grenzen auch ohne Schaden zur Adaption fähig ist.

VII. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit sollte das Ausmaß der Wasseraufnahme des Prothesenkunststoffes VINALENE während und nach der Polymerisation bestimmt und gleichzeitig die Paßgenauigkeit stilisierter Prothesen aus VINALENE direkt nach der Polymerisation und während der Wässerung ermittelt werden. Zum Vergleich sollte der weit in der zahnärztlichen Praxis verbreitete Kunststoff PALADON 65 dienen.

Im einleitenden theoretischen Teil dieser Arbeit wurde der Vorgang der Wasseraufnahme der Prothesenkunststoffe beschrieben und auf seine Folgen hingewiesen. Besondere Beachtung wurde den Dimensionsänderungen während der Wasseraufnahme geschenkt. Die nach der Polymerisation im Kunststoffgefüge auftretenden Spannungskräfte wurden erwähnt, da auch sie zu Dimensionsänderungen Anlaß geben können.

Im experimentellen Teil wurden 30 stilisierte Prothesen aus VINALENE in 4 Gruppen unterschiedlicher Herstellungsweise und 15 stilisierte Prothesen aus PALADON 65 gefertigt, und ihre Wasseraufnahme während und nach der Polymerisation durch Wägen an bestimmten Tagen der Wässerung und der Austrocknung bestimmt.

An den gleichen Tagen wurden die Messungen festgelegter Meßstrecken der Modelle durchgeführt, und auf diese Weise die Dimensionsänderungen infolge der Polymerisationsschrumpfung, der Wasseraufnahme und des nachträglichen Lösens innerer Spannungskräfte der beiden untersuchten Kunststoffe ermittelt.

Als Waage diente eine Analysenwaage mit einer Ablesegenauigkeit von 1/10 mg, zum Ausmessen ein Horizontal - Längenmeßmikroskop mit einer Meßgenauigkeit von 1/100 mm.

Aus den Meß – und Wägeergebnissen wurden Mittelwerte errechnet, die den Vergleich der beiden Kunststoffe ermöglichten. Sie wurden in der vorliegenden Arbeit tabellarisch aufgeführt und graphisch dargestellt.

Es lassen sich folgende Ergebnisse zusammenfassen :

1. Die Polymerisationsschrumpfung führt in den Kunststoffmodellen zu unterschiedlich prozentualen, von der komplizierten Form der stilisierten Prothesen beeinflußten Verkürzungen aller Meßstrecken; keiner der beiden miteinander verglichenen Kunststoffe liefert hier eindeutig günstigere Werte.

2. Die größeren inneren Spannungen der im Kurzzeitverfahren polymerisierten Modelle finden ihren Ausdruck in einer nachträglichen Verkürzung mancher Meßstrekken in den ersten Tagen der Wässerung.

3. Die Kompensierung der Polymerisationsschrumpfung durch die Wasseraufnahme der Kunststoffe ist unvollständig. Das Ausmaß der teilweisen Kompensierung ist von der Größe der Wasseraufnahme nach der Polymerisation abhängig. Keiner der beiden untersuchten Kunststoffe zeigt hier eindeutige Vorzüge.

4. Die Wasseraufnahme des PALADON 65 ist schon während der Polymerisation ausgiebiger und liegt um durchschnittlich 28,6 % höher als die des VINALENE. Die Gesamtwasseraufnahme des PALADON 65 übertrifft die des VINALENE im Durchschnitt um 26,4 %.

VIII. Tabellenanhang

Tabellen 3 – 11	:	Ergebnisse der Messungen der Meßstrekken a – f der Modelle 1-30 aus VINALENE und der Modelle 31-45 aus PALADON 65 in mm
Tabelle 12a	:	Ergebnisse der Gewichtsbestimmungen der Modelle 1-30 aus VINALENE und der Modelle 31-45 aus PALADON 65 in Gramm
Tabelle 12b	:	Prozentuale Gewichtszunahme der Modelle 1-30 aus VINALENE und der Modelle 31-45 aus PALADON 65
Tabelle 15	:	Ergebnisse der Gewichtsbestimmungen der Modelle 1-30 aus VINALENE und der Modelle 31-45 aus PALADON 65 während der Austrocknung am 36. und 49. Tag

Tab.3

nach der Polymerisation

Modelle	a	b	c	d	e	f
1	45,16	33,71	33,70	20,38	19,96	20,19
2	45,14	33,50	33,53	20,27	19,90	20,21
3	45,08	33,60	33,64	20,21	19,76	20,19
4	45,19	33,69	33,65	20,26	19,85	20,27
5	45,06	33,59	33,55	20,18	19,94	20,14
6	45,13	33,62	33,59	20,26	19,81	20,25
7	45,15	33,63	33,68	20,31	19,86	20,25
8	45,14	33,60	33,67	20,22	19,99	20,26
9	45,02	33,70	33,60	20,28	19,94	20,30
10	45,11	33,52	33,60	20,29	19,87	20,20
11	45,17	33,56	33,67	20,20	19,94	20,17
12	45,15	33,64	33,69	20,16	19,89	20,15
13	45,14	33,64	33,55	20,42	19,99	20,21
14	45,09	33,59	33,70	20,18	19,81	20,23
15	45,14	33,72	33,75	20,24	19,88	20,26
16	44,99	33,56	33,55	20,30	19,93	20,21
17	45,07	33,66	33,67	20,27	19,86	20,22
18	45,14	33,55	33,56	20,21	19,95	20,20
19	45,07	33,50	33,45	20,17	19,87	20,18
20	45,13	33,49	33,66	20,32	19,98	20,19
21	45,15	33,60	33,64	20,20	19,80	20,16
22	45,05	33,55	33,47	20,26	19,87	20,20
23	45,10	33,48	33,55	20,27	19,93	20,20
24	45,20	33,48	33,54	20,22	19,80	20,00
25	45,17	33,69	33,66	20,22	19,86	20,19
26	45,02	33,70	33,65	20,28	19,83	20,22
27	45,08	33,45	33,46	20,30	19,98	20,20
28	45,10	33,50	33,50	20,28	19,95	20,20
29	45,13	33,63	33,60	20,33	20,01	20,26
30	45,08	33,55	33,58	20,10	19,89	20,28
31	45,10	33,68	33,63	20,19	19,85	20,18
32	45,11	33,71	33,72	20,20	19,94	20,16
33	45,04	33,67	33,71	20,33	19,83	20,22
34	45,13	33,71	33,71	20,29	19,97	20,20
35	45,12	33,62	33,70	20,21	19,80	20,15
36	44,98	33,62	33,64	20,19	19,84	20,20
37	45,09	33,70	33,70	20,29	19,91	20,20
38	45,11	33,71	33,70	20,23	19,85	20,18
39	45,12	33,70	33,70	20,30	19,90	20,20
40	45,12	33,65	33,68	20,24	19,84	20,23
41	45,09	33,58	33,63	20,21	19,92	20,21
42	44,96	33,60	33,63	20,15	19,82	20,14
43	45,00	33,64	33,63	20,28	19,94	20,16
44	45,07	33,61	33,64	20,20	19,80	20,16
45	45,00	33,61	33,61	20,22	19,85	20,14

Tab.4

1. Tag der Wässerung

Modelle	a	b	c	d	e	f
1	45,17	33,72	33,68	20,39	19,96	20,20
2	45,13	33,52	33,56	20,29	19,91	20,22
3	45,06	33,62	33,64	20,22	19,76	20,19
4	45,17	33,71	33,66	20,27	19,85	20,28
5	45,05	33,60	33,58	20,20	19,96	20,16
6	45,12	33,65	33,59	20,26	19,82	20,26
7	45,16	33,64	33,68	20,32	19,86	20,25
8	45,13	33,60	33,68	20,23	20,00	20,27
9	45,03	33,73	33,62	20,30	19,95	20,31
10	45,12	33,55	33,66	20,31	19,89	20,22
11	45,14	33,56	33,67	20,21	19,94	20,18
12	45,13	33,64	33,69	20,18	19,88	20,16
13	45,12	33,68	33,57	20,42	20,00	20,23
14	45,09	33,66	33,70	20,19	19,83	20,22
15	45,12	33,74	33,77	20,25	19,88	20,27
16	44,95	33,55	33,55	20,31	19,94	20,22
17	45,06	33,63	33,67	20,26	19,86	20,22
18	45,14	33,53	33,55	20,22	19,96	20,21
19	45,07	33,49	33,37	20,19	19,86	20,19
20	45,03	33,49	33,60	20,32	19,99	20,18
21	45,15	33,45	33,65	20,21	19,81	20,18
22	45,02	33,55	33,43	20,26	19,87	20,21
23	45,10	33,46	33,51	20,28	19,94	20,21
24	45,18	33,47	33,53	20,22	19,79	20,00
25	45,13	33,65	33,62	20,24	19,86	20,20
26	45,00	33,68	33,61	20,29	19,89	20,21
27	45,06	33,44	33,45	20,29	19,98	20,21
28	45,09	33,48	33,47	20,30	19,92	20,25
29	45,08	33,60	33,60	20,33	20,01	20,27
30	45,03	33,52	33,57	20,10	19,89	20,29
31	45,09	33,66	33,62	20,20	19,85	20,18
32	45,10	33,67	33,69	20,20	19,94	20,20
33	45,00	33,67	33,67	20,32	19,84	20,21
34	45,11	33,68	33,67	20,30	19,97	20,22
35	45,11	33,61	33,67	20,23	19,80	20,16
36	44,98	33,62	33,64	20,22	19,87	20,20
37	45,06	33,67	33,68	20,31	19,89	20,19
38	45,08	33,67	33,66	20,24	19,86	20,21
39	45,09	33,68	33,70	20,29	19,93	20,23
40	45,09	33,65	33,65	20,27	19,84	20,22
41	45,10	33,57	33,60	20,21	19,92	20,20
42	45,00	33,60	33,61	20,16	19,84	20,15
43	45,07	33,65	33,64	20,28	19,95	20,16
44	45,04	33,59	33,63	20,21	19,79	20,17
45	44,98	33,60	33,62	20,25	19,86	20,14

Tab.5

4. Tag der Wässerung

Modelle	a	b	c	d	e	f
1	45,16	33,73	33,71	20,40	19,99	20,21
2	45,12	33,52	33,58	20,30	19,93	20,23
3	45,04	33,63	33,65	20,23	19,78	20,19
4	45,16	33,73	33,68	20,27	19,86	20,19
5	45,03	33,60	33,59	20,21	19,95	20,17
6	45,10	33,68	33,60	20,26	19,82	20,27
7	45,16	33,64	33,70	20,32	19,87	20,26
8	45,12	33,63	33,70	20,24	19,99	20,27
9	45,03	33,73	33,64	20,31	19,96	20,32
10	45,12	33,56	33,70	20,31	19,89	20,22
11	45,12	33,57	33,68	20,22	19,95	20,19
12	45,14	33,66	33,71	20,17	19,89	20,17
13	45,09	33,70	33,58	20,43	20,00	20,24
14	45,08	33,72	33,72	20,19	19,84	20,22
15	45,10	33,76	33,78	20,26	19,88	20,28
16	44,91	33,53	33,52	20,32	19,95	20,23
17	45,06	33,62	33,62	20,27	19,86	20,22
18	45,10	33,50	33,50	20,22	19,96	20,22
19	44,98	33,50	33,34	20,20	19,87	20,20
20	45,00	33,50	33,59	20,32	20,00	20,18
21	45,09	33,47	33,62	20,22	19,82	20,18
22	45,00	33,54	33,40	20,27	19,87	20,20
23	45,04	33,44	33,50	20,25	19,93	20,22
24	45,05	33,45	33,51	20,24	19,80	20,01
25	44,98	33,65	33,62	20,23	19,86	20,20
26	44,99	33,66	33,60	20,29	19,86	20,22
27	45,04	33,43	33,43	20,30	19,96	20,20
28	45,08	33,45	33,45	20,31	19,94	20,24
29	45,01	33,59	33,58	20,33	20,02	20,28
30	45,04	33,52	33,56	20,11	19,88	20,30
31	45,10	33,66	33,64	20,20	19,84	20,19
32	45,12	33,69	33,69	20,21	19,94	20,21
33	45,03	33,67	33,67	20,32	19,89	20,22
34	45,13	33,70	33,68	20,31	19,97	20,23
35	45,14	33,61	33,63	20,23	19,82	20,18
36	44,99	33,62	33,66	20,22	19,88	20,22
37	45,06	33,68	33,70	20,33	19,90	20,21
38	45,09	33,67	33,67	20,25	19,87	20,21
39	45,12	33,71	33,71	20,30	19,94	20,23
40	45,10	33,66	33,67	20,27	19,85	20,24
41	45,10	33,59	33,62	20,21	19,93	20,22
42	45,02	33,62	33,63	20,17	19,87	20,16
43	45,09	33,66	33,66	20,32	19,96	20,18
44	45,06	33,61	33,64	20,20	19,80	20,17
45	45,01	33,62	33,63	20,26	19,86	20,16

Tab.6

9. Tag der Wässerung

Modelle	a	b	c	d	e	f
1	45,17	33,73	33,72	20,41	19,97	20,21
2	45,14	33,53	33,57	20,30	19,94	20,22
3	45,05	33,65	33,66	20,22	19,79	20,20
4	45,19	33,73	33,69	20,28	19,87	20,29
5	45,04	33,60	33,60	20,21	19,97	20,17
6	45,14	33,69	33,59	20,27	19,84	20,27
7	45,16	33,64	33,71	20,33	19,89	20,26
8	45,13	33,64	33,72	20,24	19,99	20,26
9	45,06	33,72	33,68	20,31	19,96	20,33
10	45,12	33,56	33,70	20,31	19,90	20,23
11	45,12	33,59	33,68	20,23	19,96	20,20
12	45,16	33,66	33,72	20,16	19,90	20,17
13	45,12	33,73	33,59	20,44	20,01	20,24
14	45,10	33,70	33,73	20,20	19,84	20,23
15	45,12	33,76	33,77	20,26	19,88	20,29
16	44,96	33,56	33,50	20,32	19,95	20,23
17	45,10	33,64	33,63	20,28	19,87	20,23
18	45,09	33,48	33,50	20,23	19,97	20,22
19	45,03	33,40	33,38	20,21	19,86	20,21
20	45,02	33,49	33,65	20,32	20,00	20,19
21	45,09	33,56	33,65	20,23	19,83	20,18
22	45,09	33,56	33,42	20,28	19,88	20,21
23	45,08	33,45	33,50	20,27	19,94	20,22
24	45,11	33,45	33,50	20,23	19,81	20,02
25	45,00	33,66	33,63	20,24	19,87	20,21
26	45,02	33,66	33,62	20,30	19,87	20,22
27	45,06	33,42	33,45	20,29	19,97	20,21
28	45,08	33,46	33,45	20,31	19,93	20,25
29	45,06	33,60	33,57	20,32	20,01	20,28
30	45,02	33,53	33,57	20,10	19,89	20,29
31	45,12	33,65	33,65	20,20	19,85	20,20
32	45,11	33,69	33,70	20,22	19,95	20,22
33	45,03	33,67	33,66	20,33	19,87	20,22
34	45,13	33,71	33,68	20,31	19,97	20,24
35	45,13	33,61	33,66	20,24	19,82	20,18
36	45,02	33,63	33,66	20,23	19,87	20,22
37	45,08	33,69	33,71	20,34	19,89	20,22
38	45,11	33,69	33,68	20,23	19,87	20,22
39	45,11	33,70	33,70	20,30	19,94	20,24
40	45,10	33,66	33,64	20,27	19,86	20,24
41	45,11	33,62	33,64	20,23	19,94	20,21
42	45,02	33,62	33,63	20,18	19,86	20,15
43	45,08	33,66	33,66	20,31	19,97	20,18
44	45,07	33,61	33,65	20,20	19,79	20,18
45	45,03	33,62	33,63	20,25	19,88	20,15

Tab.7

16. Tag der Wässerung

Modelle	a	b	c	d	e	f
1	45,16	33,73	33,73	20,41	19,96	20,22
2	45,14	33,54	33,59	20,30	19,96	20,23
3	45,06	33,65	33,68	20,22	19,79	20,21
4	45,20	33,74	33,68	20,28	19,88	20,29
5	45,05	33,61	33,60	20,21	19,96	20,17
6	45,14	33,69	33,61	20,28	19,85	20,27
7	45,17	33,67	33,71	20,34	19,88	20,26
8	45,14	33,64	33,72	20,24	19,96	20,27
9	45,08	33,70	33,67	20,32	19,95	20,32
10	45,14	33,58	33,70	20,32	19,90	20,23
11	45,14	33,60	33,68	20,24	19,95	20,20
12	45,17	33,66	33,72	20,16	19,91	20,16
13	45,15	33,72	33,60	20,43	20,02	20,23
14	45,12	33,72	33,74	20,22	19,85	20,23
15	45,13	33,75	33,77	20,27	19,86	20,29
16	45,08	33,61	33,53	20,32	19,96	20,24
17	45,10	33,65	33,64	20,28	19,87	20,23
18	45,15	33,50	33,52	20,22	19,96	20,23
19	45,12	33,51	33,39	20,23	19,86	20,22
20	45,05	33,55	33,68	20,33	20,00	20,20
21	45,10	33,56	33,69	20,22	19,82	20,19
22	45,10	33,56	33,44	20,29	19,88	20,21
23	45,10	33,45	33,51	20,27	19,93	20,21
24	45,08	33,46	33,50	20,24	19,80	20,02
25	45,01	33,67	33,63	20,23	19,88	20,22
26	44,99	33,65	33,61	20,29	19,86	20,22
27	45,02	33,44	33,47	20,30	19,97	20,22
28	45,08	33,46	33,46	20,32	19,94	20,26
29	45,06	33,62	33,58	20,33	20,02	20,27
30	45,01	33,52	33,59	20,11	19,89	20,28
31	45,12	33,66	33,65	20,20	19,86	20,21
32	45,11	33,69	33,70	20,24	19,97	20,23
33	45,03	33,67	33,66	20,33	19,86	20,23
34	45,13	33,72	33,70	20,31	19,98	20,24
35	45,13	33,62	33,66	20,25	19,84	20,20
36	45,05	33,64	33,66	20,24	19,88	20,23
37	45,11	33,72	33,72	20,35	19,90	20,23
38	45,13	33,70	33,70	20,24	19,86	20,21
39	45,12	33,69	33,69	20,30	19,93	20,24
40	45,09	33,66	33,65	20,28	19,86	20,25
41	45,12	33,63	33,66	20,24	19,95	20,22
42	45,01	33,63	33,63	20,18	19,87	20,16
43	45,09	33,66	33,66	20,31	19,98	20,17
44	45,07	33,61	33,65	20,21	19,80	20,17
45	45,02	33,62	33,63	20,26	19,87	20,16

Tab.8

25. Tag der Wässerung

Modelle	a	b	c	d	e	f
1	45,17	33,72	33,72	20,40	19,95	20,21
2	45,13	33,53	33,60	20,29	19,97	20,23
3	45,08	33,65	33,66	20,21	19,78	20,20
4	45,21	33,73	33,69	20,27	19,87	20,29
5	45,05	33,60	33,60	20,20	19,96	20,16
6	45,15	33,70	33,60	20,28	19,86	20,26
7	45,16	33,67	33,70	20,34	19,86	20,26
8	45,13	33,64	33,71	20,23	19,96	20,27
9	45,07	33,70	33,67	20,33	19,95	20,31
10	45,13	33,60	33,69	20,32	19,89	20,22
11	45,14	33,58	33,67	20,25	19,95	20,21
12	45,18	33,66	33,72	20,17	19,91	20,17
13	45,14	33,72	33,59	20,43	20,01	20,22
14	45,15	33,73	33,73	20,21	19,86	20,22
15	45,14	33,75	33,77	20,27	19,86	20,28
16	45,08	33,66	33,56	20,33	19,96	20,24
17	45,06	33,65	33,67	20,27	19,86	20,24
18	45,21	33,57	33,55	20,23	19,98	20,23
19	45,13	33,50	33,43	20,23	19,86	20,22
20	45,05	33,53	33,70	20,32	20,00	20,21
21	45,11	33,54	33,70	20,21	19,81	20,18
22	45,09	33,59	33,46	20,30	19,87	20,20
23	45,12	33,44	33,52	20,27	19,94	20,20
24	45,11	33,45	33,50	20,24	19,81	20,01
25	45,07	33,68	33,63	20,23	19,87	20,23
26	45,02	33,66	33,62	20,30	19,86	20,22
27	45,03	33,45	33,49	20,30	19,97	20,21
28	45,09	33,47	33,46	20,30	19,93	20,25
29	45,05	33,63	33,59	20,32	20,02	20,28
30	45,02	33,52	33,58	20,11	19,88	20,28
31	45,12	33,67	33,66	20,20	19,86	20,21
32	45,12	33,69	33,71	20,26	19,98	20,22
33	45,04	33,68	33,67	20,34	19,86	20,24
34	45,13	33,71	33,70	20,32	19,99	20,25
35	45,14	33,63	33,67	20,24	19,83	20,19
36	45,05	33,64	33,66	20,24	19,89	20,22
37	45,12	33,72	33,73	20,34	19,91	20,24
38	45,12	33,69	33,71	20,25	19,85	20,22
39	45,11	33,68	33,69	20,29	19,94	20,26
40	45,09	33,66	33,66	20,29	19,87	20,25
41	45,12	33,62	33,67	20,23	19,94	20,23
42	45,02	33,63	33,64	20,19	19,89	20,15
43	45,09	33,67	33,66	20,30	19,99	20,18
44	45,06	33,61	33,65	20,21	19,81	20,19
45	45,02	33,63	33,62	20,25	19,88	20,16

Tab.9

36. Tag der Wässerung

Modelle	a	b	c	d	e	f
1	45,16	33,73	33,73	20,38	19,94	20,22
2	45,14	33,54	33,61	20,30	19,96	20,23
3	45,08	33,66	33,67	20,21	19,79	20,29
4	45,22	33,74	33,68	20,27	19,86	20,28
5	45,04	33,61	33,61	20,20	19,96	20,16
6	45,17	33,70	33,62	20,28	19,86	20,26
7	45,16	33,66	33,70	20,35	19,88	20,25
8	45,13	33,65	33,70	20,23	19,97	20,27
9	45,08	33,71	33,67	20,32	19,96	20,31
10	45,14	33,60	33,68	20,33	19,90	20,22
11	45,15	33,58	33,68	20,26	19,94	20,22
12	45,19	33,66	33,72	20,18	19,90	20,16
13	45,15	33,72	33,60	20,42	20,01	20,21
14	45,13	33,72	33,73	20,20	19,86	20,21
15	45,13	33,75	33,77	20,26	19,87	20,27
16	45,08	33,65	33,57	20,32	19,96	20,23
17	45,07	33,65	33,67	20,28	19,87	20,24
18	45,20	33,57	33,56	20,22	19,98	20,23
19	45,12	33,51	33,46	20,22	19,87	20,23
20	45,04	33,53	33,70	20,33	19,99	20,20
21	45,11	33,55	33,69	20,22	19,82	20,19
22	45,09	33,60	33,48	20,29	19,87	20,20
23	45,12	33,45	33,51	20,26	19,93	20,20
24	45,13	33,45	33,52	20,23	19,81	20,00
25	45,09	33,69	33,62	20,24	19,88	20,22
26	45,02	33,65	33,63	20,30	19,86	20,20
27	45,04	33,43	33,50	20,30	19,98	20,21
28	45,09	33,46	33,47	20,29	19,94	20,24
29	45,07	33,63	33,58	20,42	20,02	20,29
30	45,04	33,52	33,58	20,10	19,89	20,29
31	45,13	33,68	33,66	20,20	19,87	20,22
32	45,12	33,70	33,71	20,25	19,97	20,23
33	45,04	33,68	33,68	20,34	19,87	20,22
34	45,14	33,72	33,71	20,31	19,99	20,24
35	45,14	33,64	33,67	20,29	19,84	20,20
36	45,06	33,64	33,67	20,24	19,89	20,23
37	45,11	33,73	33,73	20,34	19,91	20,24
38	45,12	33,69	33,72	20,25	19,85	20,21
39	45,12	33,69	33,70	20,30	19,94	20,25
40	45,09	33,67	33,66	20,26	19,87	20,24
41	45,13	33,63	33,67	20,24	19,95	20,23
42	45,02	33,63	33,64	20,19	19,88	20,16
43	45,10	33,67	33,65	20,30	19,99	20,17
44	45,06	33,62	33,66	20,22	19,80	20,15
45	45,01	33,62	33,67	20,2[illegible]	19,87	20,17

Tab.10

49. Tag der Wässerung

Modelle	a	b	c	d	e	f
1	45,16	33,72	33,72	20,38	19,94	20,21
2	45,14	33,54	33,62	20,30	19,97	20,22
3	45,07	33,65	33,67	20,21	19,79	20,18
4	45,21	33,74	33,67	20,27	19,87	20,28
5	45,04	33,61	33,63	20,20	19,96	20,16
6	45,16	33,71	33,61	20,28	19,84	20,27
7	45,16	33,67	33,71	20,35	19,88	20,25
8	45,14	33,64	33,69	20,23	19,99	20,26
9	45,07	33,71	33,68	20,33	19,97	20,31
10	45,13	33,60	33,68	20,32	19,90	20,23
11	45,15	33,59	33,67	20,25	19,95	20,22
12	45,18	33,66	33,71	20,17	19,90	20,17
13	45,15	33,72	33,61	20,41	20,00	20,20
14	45,12	33,71	33,73	20,20	19,85	20,21
15	45,12	33,74	33,78	20,25	19,87	20,28
16	45,08	33,66	33,58	20,32	19,95	20,22
17	45,08	33,66	33,67	20,27	19,88	20,23
18	45,21	33,58	33,56	20,21	19,98	20,23
19	45,12	33,51	33,47	20,22	19,88	20,22
20	45,03	33,52	33,69	20,31	20,00	20,21
21	45,10	33,56	33,67	20,23	19,81	20,19
22	45,09	33,59	33,50	20,29	19,88	20,20
23	45,12	33,44	33,50	20,27	19,93	20,21
24	45,12	33,46	33,51	20,24	19,81	20,00
25	45,09	33,70	33,63	20,23	19,87	20,21
26	45,02	33,67	33,64	20,29	19,87	20,21
27	45,03	33,42	33,50	20,30	19,97	20,21
28	45,09	33,45	33,46	20,30	19,94	20,25
29	45,07	33,62	33,56	20,32	20,01	20,28
30	45,03	33,53	33,56	20,11	19,89	20,29
31	45,13	33,68	33,66	20,20	19,87	20,21
32	45,12	33,70	33,72	20,26	19,98	20,22
33	45,03	33,69	33,68	20,33	19,87	20,23
34	45,14	33,72	33,71	20,32	19,99	20,25
35	45,14	33,63	33,68	20,25	19,84	20,20
36	45,06	33,63	33,67	20,25	19,90	20,24
37	45,12	33,73	33,73	20,34	19,92	20,25
38	45,12	33,69	33,72	20,26	19,85	20,22
39	45,12	33,69	33,70	20,30	19,93	20,25
40	45,09	33,67	33,67	20,28	19,86	20,24
41	45,13	33,63	33,67	20,24	19,95	20,22
42	45,03	33,63	33,65	20,20	19,89	20,15
43	45,10	33,68	33,65	20,29	19,99	20,18
44	45,07	33,62	33,66	20,21	19,81	20,17
45	45,02	33,63	33,63	20,25	19,88	20,16

Tab.11

64. Tag der Wässerung

Modelle	a	b	c	d	e	f
1	45,16	33,72	33,73	20,39	19,95	20,22
2	45,15	33,54	33,61	20,30	19,98	20,22
3	45,08	33,66	33,68	20,20	19,78	20,19
4	45,21	33,74	33,68	20,27	19,86	20,27
5	45,04	33,62	33,64	20,20	19,95	20,18
6	45,16	33,70	33,70	20,27	19,86	20,28
7	45,15	33,66	33,71	20,34	19,88	20,24
8	45,13	33,65	33,68	20,24	19,98	20,25
9	45,08	33,71	33,67	20,32	19,98	20,31
10	45,13	33,60	33,68	20,32	19,91	20,22
11	45,14	33,59	33,62	20,26	19,95	20,22
12	45,18	33,67	33,70	20,16	19,90	20,18
13	45,16	33,72	33,62	20,41	20,01	20,20
14	45,13	33,72	33,72	20,21	19,84	20,22
15	45,13	33,74	33,78	20,25	19,86	20,28
16	45,07	33,65	33,57	20,32	19,94	20,23
17	45,08	33,66	33,68	20,28	19,88	20,23
18	45,21	33,58	33,55	20,22	19,99	20,24
19	45,11	33,51	33,48	20,21	19,87	20,22
20	45,04	33,53	33,67	20,32	20,00	20,21
21	45,11	33,56	33,68	20,22	19,82	20,20
22	45,09	33,59	33,49	20,29	19,88	20,19
23	45,12	33,45	33,50	20,27	19,93	20,22
24	45,11	33,46	33,50	20,24	19,81	20,01
25	45,10	33,71	33,62	20,23	19,88	20,20
26	45,03	33,68	33,65	20,29	19,86	20,20
27	45,03	33,42	33,50	20,29	19,98	20,22
28	45,09	33,44	33,44	20,29	19,95	20,26
29	45,09	33,61	33,56	20,32	20,01	20,28
30	45,03	33,51	33,57	20,11	19,88	20,28
31	45,13	33,68	33,66	20,20	19,87	20,22
32	45,13	33,70	33,71	20,25	19,98	20,23
33	45,04	33,68	33,69	20,34	19,86	20,22
34	45,14	33,73	33,71	20,32	19,99	20,24
35	45,14	33,63	33,67	20,24	19,85	20,21
36	45,05	33,64	33,67	20,23	19,90	20,24
37	45,11	33,72	33,73	20,34	19,91	20,26
38	45,12	33,69	33,72	20,26	19,84	20,21
39	45,12	33,69	33,70	20,30	19,93	20,23
40	45,08	33,68	33,67	20,29	19,87	20,25
41	45,13	33,62	33,67	20,25	19,96	20,21
42	45,03	33,62	33,65	20,20	19,88	20,17
43	45,11	33,68	33,65	20,30	19,98	20,19
44	45,07	33,62	33,66	20,21	19,82	20,16
45	45,02	33,63	33,64	20,24	19,87	20,16

Tab.12a

odelle	nach d. Polym.	1.Tag	4.Tag	9.Tag	16.Tag	25.Tag	36.Tag	49.Tag	64.Tag d. Wässerung
1	11,0813	11,0853	11,0912	11,0934	11,0952	11,0974	11,0982	11,0988	11,0985
2	11,5959	11,5965	11,6041	11,6080	11,6095	11,6125	11,6135	11,6141	11,6141
3	10,9713	10,9740	10,9803	10,9815	10,9845	10,9866	10,9870	10,9874	10,9871
4	11,2253	11,2268	11,2316	11,2345	11,2355	11,2391	11,2400	11,2406	11,2405
5	11,4587	11,4598	11,4666	11,4691	11,4725	11,4743	11,4758	11,4773	11,4772
6	11,3435	11,3476	11,3501	11,3519	11,3550	11,3581	11,3596	11,3603	11,3603
7	11,3639	11,3640	11,3715	11,3744	11,3793	11,3805	11,3824	11,3833	11,3832
8	11,1521	11,1521	11,1402	11,1454	11,1461	11,1514	11,1526	11,1537	11,1535
9	11,8271	11,8358	11,8435	11,8508	11,8549	11,8576	11,8598	11,8624	11,8623
10	11,5194	11,5277	11,5347	11,5413	11,5455	11,5470	11,5486	11,5507	11,5508
11	11,3580	11,3658	11,3715	11,3787	11,3824	11,3842	11,3866	11,3880	11,3880
12	11,3683	11,3759	11,3814	11,3884	11,3924	11,3944	11,3969	11,3983	11,3982
13	11,2246	11,2310	11,2392	11,2451	11,2486	11,2505	11,2517	11,2540	11,2541
14	11,2164	11,2216	11,2288	11,2360	11,2390	11,2413	11,2432	11,2446	11,2447
15	11,3923	11,3975	11,4046	11,4134	11,4153	11,4170	11,4185	11,4213	11,4212
16	11,2585	11,2604	11,2651	11,2723	11,2724	11,2747	11,2764	11,2789	11,2790
17	11,3170	11,3205	11,3251	11,3314	11,3326	11,3345	11,3361	11,3383	11,3383
18	11,3000	11,3026	11,3080	11,3127	11,3152	11,3164	11,3187	11,3211	11,3210
19	11,1295	11,1333	11,1361	11,1447	11,1452	11,1471	11,1495	11,1522	11,1523
20	11,0977	11,1023	11,1074	11,1124	11,1146	11,1166	11,1184	11,1204	11,1202
21	11,0788	11,0802	11,0842	11,0900	11,0917	11,0936	11,0962	11,0983	11,0982
22	11,3718	11,3746	11,3773	11,3846	11,3856	11,3877	11,3895	11,3917	11,3916
23	11,2188	11,2193	11,2198	11,2198	11,2196	11,2196	11,2200	11,2210	11,2210
24	11,2210	11,2221	11,2235	11,2236	11,2238	11,2244	11,2241	11,2241	11,2240
25	11,3333	11,3358	11,3373	11,3381	11,3395	11,3402	11,3411	11,3420	11,3420
26	11,4882	11,4900	11,4925	11,4926	11,4930	11,4940	11,4946	11,4954	11,4956
27	11,5238	11,5252	11,5257	11,5252	11,5250	11,5256	11,5248	11,5245	11,5246
28	11,6600	11,6616	11,6645	11,6647	11,6650	11,6650	11,6669	11,6672	11,6671
29	11,2701	11,2701	11,2711	11,2712	11,2712	11,2712	11,2712	11,2712	11,2713
30	11,4061	11,4064	11,4070	11,4076	11,4080	11,4081	11,4084	11,4085	11,4084
31	10,9833	10,9940	11,0042	11,0055	11,0083	11,0102	11,0135	11,0151	11,0154
32	11,3952	11,4038	11,4124	11,4150	11,4193	11,4214	11,4243	11,4272	11,4273
33	11,4664	11,4730	11,4830	11,4861	11,4905	11,4926	11,4950	11,4983	11,4988
34	11,7916	11,8000	11,8100	11,8121	11,8160	11,8178	11,8223	11,8248	11,8246
35	11,1577	11,1642	11,1735	11,1762	11,1797	11,1813	11,1851	11,1870	11,1872
36	11,1548	11,1602	11,1682	11,1716	11,1753	11,1780	11,1810	11,1834	11,1832
37	11,4000	11,4058	11,4143	11,4180	11,4201	11,4244	11,4277	11,4306	11,4307
38	11,2892	11,2950	11,3053	11,3070	11,3107	11,3122	11,3165	11,3186	11,3188
39	11,6733	11,6838	11,6903	11,6942	11,6981	11,7007	11,7049	11,7075	11,7077
40	11,4830	11,4913	11,4980	11,5005	11,5051	11,5086	11,5126	11,5145	11,5144
41	11,2334	11,2405	11,2475	11,2509	11,2541	11,2573	11,2614	11,2638	11,2640
42	11,1204	11,1294	11,1362	11,1395	11,1420	11,1451	11,1496	11,1514	11,1514
43	11,4391	11,4456	11,4522	11,4563	11,4600	11,4623	11,4667	11,4687	11,4689
44	11,4511	11,4580	11,4645	11,4681	11,4715	11,4750	11,4765	11,4807	11,4808
45	11,3087	11,3141	11,3211	11,3240	11,3276	11,3312	11,3348	11,3365	11,3368

Tab.12b

Modelle	1.Tag	4.Tag	9.Tag	16.Tag	25.Tag	36.Tag	49.Tag	64.Tag
1	0,036	0,089	0,109	0,126	0,152	0,153	0,158	0,156
2	0,022	0,071	0,105	0,117	0,143	0,152	0,159	0,157
3	0,025	0,082	0,093	0,129	0,139	0,143	0,146	0,144
4	0,013	0,055	0,082	0,090	0,123	0,131	0,136	0,136
5	0,009	0,069	0,089	0,120	0,136	0,149	0,162	0,161
6	0,036	0,059	0,074	0,101	0,128	0,140	0,148	0,148
7	0,001	0,067	0,085	0,135	0,149	0,162	0,171	0,170
8	0,000	0,074	0,119	0,143	0,173	0,186	0,197	0,192
9	0,073	0,140	0,200	0,235	0,258	0,276	0,298	0,297
10	0,074	0,132	0,190	0,226	0,239	0,253	0,267	0,268
11	0,068	0,119	0,182	0,214	0,231	0,252	0,264	0,264
12	0,057	0,115	0,177	0,212	0,229	0,251	0,263	0,263
13	0,057	0,130	0,173	0,213	0,231	0,242	0,261	0,262
14	0,046	0,111	0,174	0,202	0,222	0,239	0,251	0,252
15	0,045	0,120	0,185	0,202	0,217	0,229	0,254	0,253
16	0,017	0,058	0,122	0,123	0,143	0,159	0,181	0,183
17	0,031	0,054	0,128	0,138	0,154	0,167	0,188	0,188
18	0,023	0,070	0,112	0,135	0,145	0,165	0,187	0,186
19	0,034	0,077	0,136	0,141	0,158	0,179	0,201	0,202
20	0,041	0,082	0,132	0,152	0,170	0,186	0,204	0,201
21	0,013	0,049	0,101	0,116	0,133	0,157	0,176	0,175
22	0,025	0,053	0,112	0,121	0,139	0,156	0,175	0,174
23	0,004	0,008	0,008	0,007	0,007	0,011	0,019	0,019
24	0,009	0,022	0,023	0,025	0,030	0,027	0,027	0,027
25	0,022	0,035	0,042	0,055	0,061	0,069	0,077	0,077
26	0,016	0,038	0,038	0,042	0,050	0,056	0,063	0,064
27	0,012	0,017	0,012	0,011	0,011	0,008	0,006	0,007
28	0,014	0,039	0,040	0,043	0,048	0,059	0,061	0,061
29	0,000	0,009	0,009	0,009	0,009	0,009	0,009	0,010
30	0,003	0,008	0,013	0,017	0,018	0,020	0,021	0,020
31	0,097	0,190	0,202	0,228	0,245	0,275	0,290	0,292
32	0,076	0,151	0,174	0,211	0,229	0,255	0,281	0,282
33	0,058	0,145	0,172	0,210	0,229	0,249	0,279	0,282
34	0,071	0,156	0,174	0,207	0,222	0,260	0,281	0,279
35	0,058	0,139	0,166	0,197	0,211	0,246	0,263	0,264
36	0,084	0,120	0,149	0,184	0,208	0,235	0,256	0,254
37	0,051	0,126	0,158	0,176	0,214	0,243	0,268	0,269
38	0,051	0,143	0,158	0,190	0,204	0,242	0,260	0,262
39	0,089	0,146	0,179	0,212	0,235	0,271	0,291	0,294
40	0,072	0,131	0,152	0,192	0,223	0,258	0,274	0,273
41	0,063	0,126	0,156	0,184	0,212	0,249	0,270	0,272
42	0,081	0,142	0,171	0,194	0,222	0,263	0,279	0,279
43	0,048	0,115	0,150	0,183	0,203	0,241	0,259	0,261
44	0,060	0,126	0,149	0,179	0,209	0,239	0,258	0,259
45	0,048	0,109	0,135	0,167	0,199	0,231	0,246	0,249

Tab.15

Modelle	36. Tag der Trocknung Gewicht g	Gewichtsverlust %	49. Tag der Trocknung Gewicht g	Gewichtsverlust %
1	10,9096	-1,549	10,9098	-1,548
2	11,4159	-1,552	11,4153	-1,557
3	10,8005	-1,559	10,8002	-1,559
4	11,0460	-1,597	11,0454	-1,602
5	11,2843	-1,513	11,2844	-1,512
6	11,1660	-1,565	11,1659	-1,566
7	11,1886	-1,542	11,1883	-1,536
8	10,9569	-1,573	10,9567	-1,575
9	11,6691	-1,337	11,6685	-1,341
10	11,3693	-1,300	11,3698	-1,298
11	11,2140	-1,269	11,2136	-1,271
12	11,2214	-1,292	11,2212	-1,294
13	11,0765	-1,319	11,0766	-1,318
14	11,0716	-1,289	11,0714	-1,301
15	11,2427	-1,313	11,2428	-1,312
16	11,0964	-1,439	11,0964	-1,438
17	11,1560	-1,422	11,1562	-1,419
18	11,1377	-1,436	11,1375	-1,438
19	10,9676	-1,452	10,9674	-1,456
20	10,9376	-1,442	10,9370	-1,448
21	10,9152	-1,477	10,9154	-1,474
22	11,2091	-1,431	11,2093	-1,429
23	11,0450	-1,549	11,0450	-1,549
24	11,0502	-1,522	11,0503	-1,521
25	11,1697	-1,444	11,1693	-1,447
26	11,3223	-1,444	11,3222	-1,445
27	11,3468	-1,531	11,3466	-1,538
28	11,4925	-1,437	11,4927	-1,435
29	11,0961	-1,544	11,0958	-1,547
30	11,2320	-1,526	11,2324	-1,523
31	10,7610	-2,024	10,7609	-2,025
32	11,1660	-2,011	11,1656	-2,015
33	11,2346	-2,021	11,2344	-2,023
34	11,5556	-2,001	11,5557	-2,000
35	10,9300	-2,041	10,9301	-2,039
36	10,9270	-2,042	10,9264	-2,048
37	11,1710	-2,009	11,1703	-2,015
38	11,0612	-2,019	11,0608	-2,023
39	11,4407	-1,993	11,4402	-1,998
40	11,2519	-2,012	11,2517	-2,014
41	11,0055	-2,029	11,0050	-2,033
42	10,8942	-2,034	10,8937	-2,039
43	11,2054	-2,043	11,2046	-2,049
44	11,2181	-2,035	11,2180	-2,036
45	11,0764	-2,054	11,0763	-2,055

IX. Literaturverzeichnis

1. ABEL, H.: Gesteureter Schwund bei der Polymerisation von Akrylaten
Dtsch. zahnärztl. Z. 15, 1347, (1960)

2. AST, G.: Untersuchungen über Formveränderungen an Kunststoffprothesen während des Herstellungsprozesses
Med. Diss. Marburg 1954

3. AXELSSON, B.: Über innere Spannungen in Akrylaten
Odont revy, Lund 4, (1953)
zit. in Dtsch. ZMK 21, (1954)

4. AXELSSON, B.
LOCKOWANDT, P.: Polymethylmetakrylatens vattenupptagningsförmåga i relation till böjhallfåsthet och monomerrest
Odont revy 11, 223, (1960)
zit. in Dtsch. ZMK 39, 328, (1963)

5. BANGER, E.: Untersuchungen über die Zustandsänderungen von Prothesen bei unterschiedlicher Aufbewahrung und deren Auswirkungen
Zahnärztl. Welt 8, 84, (1953)

6. BAWENDI, B.: Die Formgenauigkeit von totalen Kunststoffprothesen im Gießverfahren
ZWR 82, 388, (1973)

7. BÖHMER, H. W.: Zur Kenntnis des "Neo - Hekolith"
Med. Diss. Marburg 1949

8. BREUSTEDT, A.: Neue Kunststoffe und Probleme ihrer Verarbeitung in der Zahnärztlichen Prothetik
Dtsch. Stomat. 15, 776, (1965)

9. BUDZINSKI, P.M.: Über die Paßgenauigkeit von Prothesenbasen aus Kunststoff nach üblichem und nach dem Hedent - Verfahren hergestellt
Med. Diss. Marburg 1970

10. CORNELIUS, G.: Untersuchungen über den Einfluß einer einseitigen Politur auf Form und Beständigkeit des Paladon unter Berücksichtigung der Wasseraufnahme
Med. Diss. Marburg 1952

11. DEWEIN, H.: Einführung in die zahnärztlichen Kunststoffprobleme
Dtsch. zahnärztl. Z. 13, 1345, (1958)

12. EICHNER, K.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung
Dr. Alfred Hüthig Verlag
Heidelberg 1974

13. FALCK, K.: Einführung in die Werkstoffkunde für Zahnärzte
Carl Hanser Verlag
München 1948

14. FUHRMANN, H.: Über das Volumenverhalten des Methylmethacrylates Paladon in Abhängigkeit von der Wasseraufnahme unter verschiedenen Verarbeitungsbedingungen
Med. Diss. Marburg 1956

15. GRIGO, U.: Vergleichende Untersuchungen der Ruhespannungen von Prothesen - Kunststoffen in Abhängigkeit von der Verarbeitung unter besonderer Berücksichtigung des Hedent-Verfahrens
Med. Diss. Marburg 1970

16. HENKEL, G.: Untersuchungen zum plastischen Verhalten angequollener Kunststoffe in der Phase vor der Polymerisation
Dtsch. ZMK 25, 267, (1956/57)

17. HENKEL, G.: Über die "Korrosion" der Kunststoffe
Dtsch. Stomat. 10, 828, (1960)

18. ILG, V. K.: Untersuchungen über den thermischen Ausdehnungskoeffizienten des Paladons, sowie über seine Längenänderungen durch Wasseraufnahme und Austrocknung
Stoma 2, 99, (1949)

19. JANKE, G.: Probleme der Kunststofftechnik
Dtsch. zahnärztl. Z. 8, 1159, (1953)

20. JANKE, G.: Über das Residualmonomer und die Schnellmethode nach W. Bauer zur Bestimmung desselben
Stoma 6, 109, (1953)

21. JANKE, G.: Die Prüfung zahnärztlicher Kunststoffe
Öster. Z. f. Stomat. 51, 513, (1954)

22. JANKE, G.: Die Abhängigkeit der Protheseneigenschaften von der Laborverarbeitung
Dtsch. zahnärztl. Z. 10, 1437, (1955)

23. JANKE, G.: Über die Festigkeit zahnärztlicher Kunststoffe in Abhängikeit von der Verarbeitung
Habilitationsschrift Marburg 1956

24. JANKE, G.: Das Gewichts-, Volumen- und Dichteverhalten unvernetzter Kunststoffe bei Austrocknung und Wasseraufnahme in Abhängigkeit von der Verarbeitung
Dtsch. zahnärztl. Z. 12, 1464, (1957)

25. KLÖTZER, W.: Über polarisationsoptische Untersuchungen an Prothesenmodellkörpern
Dtsch. zahnärztl. Z. 21, 894, (1966)

26. MARXKORS, R.: Werkstoffe in der zahnärztlichen Praxis
J. A. Barth Verlag
Frankfurt a. M. 1972

27. MAYER, D.: Volumenschwund und Paßgenauigkeit bei Kunststoffprothesen
Dtsch. ZMK 22, 228, (1955)

28. MORITZ, D.: Heißluftpolymerisation von Paladon bei 3 atü Druck und Temperaturen von 110 bis 160°C in Metall- und Gipsform
Med. Diss. Marburg 1955

29. RINK, G.: Studien über die Polymerisation und die Mängel der heutigen Verarbeitungsweise der Kunststoffe
Dtsch. zahnärztl. Z. 7, 1293, (1952)

30. RITZE, h.: Quellung der Kunststoffe
Dtsch. zahnärztl. Z. 20, 1245, (1965)

31. ROEGELE, H.: Homogenität zahnärztlicher Kunststoffe im mikroskopischen Bild
Med. Diss. Marburg 1957

32. SCHMITT, H.K.: Verbesserungen in der Laboratoriumsverarbeitung der Kunststoffe
Öster. Z. f. Stomat. 51, 408, (1954)

33. SCHUBERT, W.: Über die Paßform neugefertigter und reparierter Plattenprothesen aus Kunststoff unter besonderer Berücksichtigung des Kompensationsprinzips
Dtsch. Stomat. 7, 31, (1957)

34. SCHWIEREN, E.: "Kunststoffprobleme"
Zahnärztl. Welt 4, 544, (1949)

35. SELBACH, F.W.: Über die Technik der naßverarbeiteten Kunststoffe
Zahnärztl. Welt 3, 77,(1948)

36. SELBACH, F.W.: Theoretische und praktische Kunststoffprobleme
Dtsch. zahnärztl. Z. 4, 1441, (1949)

37. STAEGEMANN, G.: Die Bedeutung der Polymerisation für die Eigenschaften der Polymethacrylsäuremethylester - Kunststoffe
Dtsch. ZMK 19, 129, (1953)

38. TAPPE, A
KUNTH, D.: Über das Quellungsverhalten einiger Prothesenkunststoffe
Dtsch. Stomat. 19, 723, (1969)

39. VOGELSANG, E.: Vergleichende Untersuchungen über innere latente Ruhespannungen in Polymethacrylsäuremethylester bei drei verschiedenen Verarbeitungsverfahren
Med. Diss. Marburg 1952

40. VOSS, R.: Die Weißfärbung der Prothesenkunststoffe
Dtsch. zahnärztl. Z. 21, 905, (1966)

41. WEIKART, P.: Werkstoffkunde für Zahärzte
Carl Hanser Verlag
München 1966

42. WINKLER, SH.
ORTMAN, H.
MORRIS, H.
PLEZIA, R. A.: Processing changes in complete dentures constructed from pour resins
J. Amer. dent. Ass.82, 349, (1971)

43. WOELFEL, I.B.
PAFFENBARGER, G.: Method of evaluating the clinical effect of warping a denture : report of a case
J. Amer. dent. Ass. 59, 250, (1959)

44. WOELFEL, I.B.
PAFFENBARGER, G.
SWEENEY, W.T.: Changes in dentures during storage in water and in service
J. Amer. dent. Ass. 62, 643, (1961)

Für die Überlassung des Themas, sowie für die freundliche Unterstützung und wertvollen Anregungen bei der Planung und Durchführung der vorliegenden Arbeit möchte ich meinem verehrten Lehrer, Herrn Prof. Dr. Georg Janke meinen besonderen Dank aussprechen.

Weiterhin möchte ich Herrn Dr. Kappler vom Physikalischen Institut der Philipps - Universität Marburg für die Bereitstellung eines mikroskopischen Meßinstrumentes danken.

Besonderer Dank gilt Frau Gehrke, Zahntechnikermeisterin an der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Philipps - Universität Marburg, für die freundlichen Anregungen und Hilfen.

Herrn Prof. Dr. H. F. Müller danke ich für die Übernahme des Correferates.

Lebenslauf

Am 12. Mai 1948 wurde ich als einziges Kind des Bäkkers Damian Koch und seiner Gattin Josefa, geborene Möllerhaus, in Fulda geboren. Ostern 1954 trat ich in die Volksschule Marbach ein. Ab Ostern 1958 besuchte ich die Rabanus- Maurus- Schule in Fulda, ein humanistisches Gymnasium, an der ich am 3. November 1966 mein Abitur ablegte.

Vom 3. Januar 1967 bis zum 30. Juni 1968 leistete ich meinen Wehrdienst beim Bundesgrenzschutz in Fulda ab.

Im Wintersemester 1968/69 begann ich mein Studium an der Philipps- Universität in Marburg a. d. Lahn, mit den Fächern Chemie, Physik und Zoologie, um hier im Sommersemester 1969 das Studium der Zahnheilkunde aufzunehmen. Am 24. März 1970 bestand ich die Naturwissenschaftliche Vorprüfung für Zahnmediziner und am 5. Oktober 1971 die Zahnärztliche Vorprüfung.

Nach Beendigung des fünfsemestrigen klinischen Studiums legte ich am 29. Juli 1974 mein Staatsexamen ab und erhielt am 22. August 1974 meine Bestallung als Zahnarzt.

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren Professoren und Dozenten an der Phillips - Universität Marburg an der Lahn :

Amon, Aurich, Bernhardt, Bock, Dimroth, Hennis, Hensel, Hering, Heuser, Ihm, Janke, Karlson, Koecke, Korb, Kühnel, Niemeyer, Petry, Pfütz, Riecken, Rohen, Rosemann, Schienbein, Schiff, H.F.M. Schmidt, Schmid, Schnell, Seidel, Siegel, Walcher.

Ich erkläre ehrenwörtlich, daß ich die dem Fachbereich Humanmedizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel :

"Vergleichende Untersuchungen über die Paßgenauigkeit von Prothesenmodellen aus VINALENE und PALADON65 in Abhängigkeit von der Wasseraufnahme"

in der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten

unter Leitung von Prof. Dr. G. Janke

ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe bisher an keiner In- und Ausländischen Medizinischen Fakultät ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Marburg, d. 25. Oktober 1974